Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstituts der Universität Tübingen

HERZFUNKTIONSDIAGNOSTIK

Die Ejektionsfraktion aus der Erstaktivitätspassage und getriggerten Bilderserien im Verteilungsgleichgewicht und die mittlere zirkumferentielle Faserverkürzungsgeschwindigkeit

INAUGURAL – DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der

MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard–Karls–Universität
Tübingen

vorgelegt von

CHRISTOPH GLEITER
aus Stuttgart

1980

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41549627_0021

Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstituts der Universität Tübingen

HERZFUNKTIONSDIAGNOSTIK

Die Ejektionsfraktion aus der Erstaktivitätspassage und getriggerten Bilderserien im Verteilungsgleichgewicht und die mittlere zirkumferentielle Faserverkürzungsgeschwindigkeit

INAUGURAL – DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der

MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard–Karls–Universität
Tübingen

vorgelegt von

CHRISTOPH GLEITER
aus Stuttgart

1980

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan:	Professor Dr. H. Heimann
1.Berichterstatter:	Professor Dr. U. Feine
2. Berichterstatter:	Priv.- Doz. Dr. R. Haasis

---

gedruckt bei Fa. H.- J. Köhler, Reprografie Betrieb, Tübingen

Für meine Großeltern

H.H. und H.H.

3.3.1.3.3. Erzeugung des Repräsentativen Zyklus 19
3.3.1.4. Die lokale Verteilung der Ejektionsfraktion 20
3.3.2. Mittlere Faserverkürzungsgeschwindigkeit 20

4. Ergebnisse 22

4.1. Bemerkungen zum Krankengut 22
4.2. Zur Gewinnung der Ejektionsfraktion aus der Erstaktivitätspassage 23
4.2.1. Vergleiche 26
4.3. Untergrundkorrektur für die Erstaktivitätspassage 29
4.4. Berechnung der Ejektionsfraktion aus statischen Bildern 32
4.4.1. Diastolisch-systolische Differenzmethode 32
4.4.2. Interpolative BG-Subtraktion 32
4.4.3. Vergleiche in LAO 33
4.4.3.1. Brattlestudien 33
4.4.3.2. GSA-Studien 35
4.4.3.3. Repräsentativer Zyklus 36
4.4.4. Vergleiche in RAO 38
4.4.4.1. Brattlestudien in RAO 38
4.4.4.2. GSA-Studien in RAO 40
4.5. Lokale Ejektionsfraktion 43
4.6. Mittlere Faserverkürzungsgeschwindigkeit 46

5. Diskussion 49

5.1. Allgemeine Vorbemerkung 49
5.2. Zur klinischen Bedeutung der EF und ihrer herkömmlichen Bestimmungsmethode 49
5.3. Zur Bestimmung der EF aus dem Durchfluß 51
5.3.1. Andere Verfahren zur Bestimmung der EF aus dem Durchfluß 53

5.3.1.1. Bestimmung über die MTT 53
5.3.1.2. Bestimmung mit der RMS-Technik 54
5.4. Verfahren zur Untergrundkorrektur 55
5.5. EF aus statischen Bildern, GSA-Studien und Repräsentativem Zyklus 56
5.6. Lokale Ejektionsfraktion 60
5.7. Mittlere Faserverkürzungsgeschwindigkeit 60
6. Zusammenfassung 61
7. Ausblick 62

Anhang

Werte aus dem Durchfluß in LAO I
Werte aus GSA und statischen Studien in LAO und RAO II
Literaturverzeichnis III
Programmdokumentation VII

1. Einleitung

Die Anfänge der Herzbinnenraum-Szintigraphie liegen über 25 Jahre zurück. In den letzten zehn bis fünfzehn Jahren wurden wesentliche Fortschritte erzielt im Hinblick auf Isotope und deren Präparation, desgleichen bei schnellen, hochauflösenden Kamerasystemen und der zur Informationsspeicherung wie -verarbeitung nötigen Computertechnik.

Nun steht mit der Erstaktivitätspassage, unter Verwendung eines kurzen Aktivitätsbolus, und nachfolgenden getriggerten Blutpoolaufnahmen ein - im Gegensatz zur angiographischen Untersuchung - nicht invasives, damit atraumatisches und einfaches Verfahren zur Verfügung. Diese Methode kann auch bei stark beeinträchtigten Patienten vor und schon kurz nach einer Operation zur Verlaufskontrolle eingesetzt werden.

Durch die kurze Zerfallszeit des dabei verwendeten Technetium-99m, an Humanserumalbumin als Träger gebunden, ist es möglich, eine solche Untersuchung in kurzen Abständen zu wiederholen. Die Strahlenbelastung ist im Vergleich zur kineangiographischen Diagnostik sehr gering.

Der vollständige Verlauf der Untersuchung wird auf Magnetplatte gespeichert. So sind die Daten jederzeit verfügbar und können vom Untersucher mit Hilfe des vorgegebenen Gamma-11-Systems und speziell entwickelten Programmen ausgewertet werden. Ein solcher Untersuchungs- und Auswertungsgang "Herz" wurde für das Nuklearmedizinische Institut der Universität Tübingen eingerichtet.

2. Problemstellung

Die Herzdiagnostik sollte im Rahmen der vorhandenen nuklearmedizinischen Standardausrüstung ohne spezielle Zusatzgeräte verwirklicht werden. Der Untersuchungsgang wurde in Zusammenarbeit mit K.-P. STOLL und R. VAN ACKEREN erstellt. Die Bearbeitung der gewonnenen Daten stellt den Kernpunkt dieser Diagnostik dar (zum Untersuchungsgang und zur Auswertung der First-Tracer-Passage siehe K.-P. STOLL (19), zur Wandbeweglichkeit und Bereichsidentifizierung R. VAN ACKEREN (20)).

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich hauptsächlich mit der Bestimmung der Ejektionsfraktion aus dynamischen und statischen Studien, sowie der mittleren zirkumferentiellen Faserverkürzungsgeschwindigkeit. Dabei geht es zum einen um die Gewinnung der Ejektionsfraktion aus Zeitaktivitätskurven der Erstaktivitätspassage innerhalb einer ausgedehnten nuklearmedizinischen Herzuntersuchung, zum anderen um Bestimmungen aus getriggerten Aufnahmen bei Verteilungsgleichgewicht als einfache Überwachungsmaßnahme.

Es ergeben sich daraus zwei Zielsetzungen: Erstens, die Erstellung eines Programms, das die Parameter Ejektionsfraktion (EF), Ejektionszeit (ET) und Ejektionsrate (ER) aus den Funktionskurven gewinnt, zweitens ein Programm für die Berechnung der Ejektionsfraktion aus Blutpoolbildern. Unumgängliche Voraussetzung für eine exakte Ermittlung ist die Korrektur der Untergrundstrahlung aus den das Herz umgebenden Geweben.

Diese Funktionswerte ergänzt die optische Begutachtung der Ejektionsfraktion in ihrer lokalen Verteilung. Sie erlaubt den Beitrag der verschiedenen Myokardbereiche zu der Auswurfsfraktion zu beurteilen.

Die Faserverkürzungsgeschwindigkeit (FVG) stellt ein Maß für die Kontraktilität dar. Für deren Bestimmung

war gleichfalls ein Programm notwendig.

Um die Aussagekraft der verschiedenen erarbeiteten Strategien festzustellen und zu vergleichen, wurden acht Untersuchungen an herzkranken Patienten im Sinne einer Pilotstudie ausgewertet.

3. Methodik

3.1. Verwendete Geräte

3.1.1. Aufnahme

Kamera:	Gammakamera 4/15 der Fa. PICKER 15 Zoll Gesichtsfeld, 37 Photomultiplier Niederenergie-Parallellochkollimator mit 16000 Löchern, Kanal 140 KeV, Fenster 20 %
Kamerakonsole:	Fa. PICKER, mit Leuchtschirm zur Dokumentation des Einflusses und der Brattle-Aufnahmen auf Röntgenfilm
EKG-Trigger:	Physiological Synchronizer der Fa. BRATTLE INSTRUMENT CORPORATION (Brattle Gate)
EDV-Anlage:	PDP 11/20 Computer der Fa. DIGITAL EQUIPMENT CORPORATION (DEC) 28 K Kernspeicher (in 16-Bit Worten) Massenspeicher: Wechselplatten mit 2,5 Miobyte Speicheroszilloskop VT01 (Tektronix 611) der Fa. DEC Joystick zur Markierung von Regions of Interest

3.1.2. Auswertung

EDV-Anlage:	PDP 11/40 Computer der Fa. DEC 64 K Kernspeicher (in 16-Bit Worten) Massenspeicher: Plattenstapel mit 20 Miobyte Farbdisplay der Fa. CONRAC Joystick
Dokumentation:	Bildausgabe mit dem SICCOGRAPH der Fa. SIEMENS Sofortbildkamera der Fa. POLAROID

Alternative Auswertemöglichkeit: PDP 11/20

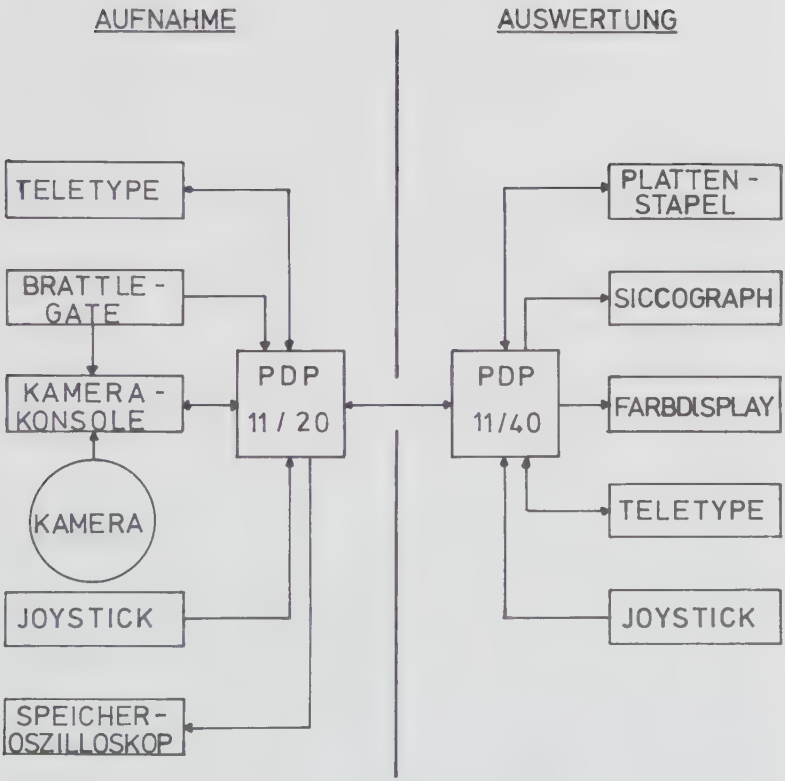


Abb. 1 Schematische Anordnung der Aufnahme- bzw. Auswertungsgeräte. Fakultativ ist die Auswertung auch mit dem PDP 11/20 Computer möglich.

3.2. Aufnahmetechnik

3.2.1. Markierung und Strahlendosis

Als radioaktiver Tracer dient Technetium-99m (Generatorsäule der Fa. SQUIBB) an Humanserumalbumin (Fa. SORIN BIOMEDICA, Vertrieb: ISOTOPENDIENST WEST) gebunden. Nach den Angaben des Herstellers ist dieses Albumin biologisch inert und bleibt streng intravasal. Eine Applikationsmenge enthält 60 mg Humanserumalbumin (HSA), 0.24 mg $SnCl_2$ und 4 mg NaCl. Vor der Injektion wird IRENAT verabreicht, um die Aufnahme von Technetium in die Schilddrüse des Patienten zu verhindern.

Im Durchschnitt werden bei einer Untersuchung 15 mCi in einem Volumen von ca. 2-3 ml physiologischer Kochsalzlösung injiziert. Für die Strahlenbelastung fanden sich in der Literatur folgende Angaben:
Nach VAN DYKE et al. bedeutet eine Dosis von 1 mCi Technetium-HSA 14 mrad für den ganzen Körper und 46 mrad für das Blut (21). ZUM WINKEL gibt als Ganzkörperdosis 13-17 mrad, für das Blut 37-43 mrad und als Gonadendosis 38-47 mrad an (24).

3.2.2. Injektion der Aktivität

Nach dem Auflegen des Patienten und Einstellung der Kamera, wird der Bolus in eine Antecubitalvene des rechten Armes injiziert. Dabei wird die Technik von MAHLSTEDT verwendet (10, 19).

3.2.3. Datenakquisition

3.2.3.1. First-Tracer-Passage

Der Durchfluß wird mit einer Frequenz von 24 Bildern pro Sekunde, insgesamt 480 Bilder, aufgenommen. Als Position für die Kamera wird Left Anterior Oblique (LAO) $30^{\circ}/15^{\circ}$ gewählt. Nur in dieser Stellung sind beim Einfluß sämtliche Herzhöhlen sichtbar und später bei der Markierung eindeutig zu trennen. Die craniale Neigung um 15° be-

günstigt die Sicht auf die Bewegungsachse des Herzens. Zur Kontrolle wird der Einfluß an der Kamerakonsole in 16 Einzelbildern auf Röntgenfilm festgehalten.

3.2.3.2. Erzeugung eines repräsentativen Zyklus mit Hilfe der Gated Study Acquisition (GSA)

Nach Gleichverteilung der Aktivität werden mit Hilfe des Programmes CARDIAC (Fa. DEC) repräsentative Bildzyklen der Herzaktion direkt vom Patienten erzeugt. Die Steuerung übernimmt dabei das EKG des Patienten. Jeder Herzzyklus wird in 30 Bilder eingeteilt und beginnt mit einer R-Zacke. Zu lange oder zu kurze Zyklen werden erkannt und der darauffolgende Zyklus im Sinne einer postextrasystolischen Pause verworfen. Vom Benutzer kann die Toleranzgrenze der Zykluslänge vorgewählt werden (i. a. 50 msec). Bei einer Aufnahmedauer von drei Minuten für eine Kameraposition ergeben sich im Durchschnitt 200-220 gültige Zyklen.

Die einander entsprechenden Bilder eines jeden Zyklus, also jeweils die ersten, zweiten usw., werden während der Aufnahme aufaddiert und ergeben so einen repräsentativen Ablauf der Herzbewegung in 30 Summationsbildern. Es wird je eine GSA-Studie in LAO und RAO (Right Anterior Oblique) erzeugt.

Bei der First-Tracer-Passage (FTP) und den GSA-Studien wird der sogenannte "SPECIAL MODE" verwendet, d. h. ein quadratischer Ausschnitt des Kameragesichtsfeldes von genau 25 x 25 cm. Dieses Verfahren ermöglicht mit einer Matrix von 32 x 32 eine schnellere Aufnahmesequenz der Bilder bei noch vertretbarer Auflösung.

3.2.3.3. Erzeugung von statischen Bildern mit dem Brattle Gate

Im Anschluß an die GSA-Studien wird mit Hilfe des Brattle Gate eine statische Studie mit einem systolischen und einem diastolischen Bild erzeugt. Für Systole und Diastole werden am Brattle Gate je ein Fenster für die gewünschte Aufnahmedauer während eines Herzzyklus eingestellt. In der Regel ist für beide Bilder eine Kameraöffnungszeit von je 50 msec als Kompromiß zwischen Gesamtaufnahmedauer und Zählrate brauchbar. Die Gesamtaufnahmedauer für eine Kameraeinstellung beträgt zwei Minuten. Gewöhnlich erfolgen Aufnahmen in den Positionen LAO und RAO.

Bei diesen statischen Bildern kann die Möglichkeit einer Doppelisotopenaufnahme ausgenützt werden. Systolisches und diastolisches Bild lassen sich dabei mit Hilfe eines speziellen Interface-Bausteines in der Z-Leitung zwischen Kamera und Rechner als Bilder von zwei unterschiedlichen Isotopen simulieren, und so können aus jedem Zyklus sowohl systolische als auch diastolische Counts auf jeweils eine Matrix abgespeichert werden. Der Interface-Baustein schaltet die Kamera Z-Impulse im systolischen Zählfenster auf die Z1-Leitung (Isotop A) und im diastolischen Zählfenster auf die Z2-Leitung (Isotop B) und sperrt die übrigen Z-Impulse.

Verwendet wurde gleichfalls der oben beschriebene Special Mode, allerdings bei einer Matrixgröße von 64 x 64. Dieses Raster ermöglicht im Vergleich zur 32 x 32 Matrix eine feinere Auflösung. Gleichzeitig erfolgt an der Kamerakonsole eine Aufzeichnung des jeweiligen systolischen und diastolischen Bildes auf Röntgenfilm.

Einige Studien (FTP, GSA und Brattle) wurden einer Flood-Correction anhand einer Homogenitätsaufnahme unterzogen. Die Notwendigkeit und Zweckmäßigkeit einer derartigen Flood-Correction wird von verschiedenen Autoren

neu untersucht, so daß noch keine abschließende Stellungnahme möglich ist (11). Von einer Totzeitkorrektur wurde abgesehen, da bei jedem Bild aus dem Durchfluß der eventuelle Fehlbetrag gleich ist und auch keine absoluten Werte berechnet werden. Ob sich durch eine solche Korrektur bei den erreichten Zählraten überhaupt Verbesserungen erzielen lassen, scheint nach spezifischen Untersuchungen dieses Problems fraglich (9). Dies gilt auch für die Brattle- bzw. GSA-Studien.

3.3. Auswertung

3.3.1. Die Ejektionsfraktion

Die Bestimmung der Ejektionsfraktion stellt innerhalb der Auswerteprogramme für dynamische und statische Studien einen zentralen Teil der Funktionsprüfung des Herzens dar, da die EF als relevantes Maß der Kontraktilität des Myokards gilt. Sie ist der klinisch am besten verwertbare Ausdruck der "Pump"-Funktion des Herzens, besser als eine Muskel- oder Kontraktilitätsprüfung alleine (s. 3.2.).

3.3.1.1. Bestimmung der Ejektionsfraktion aus der Erstaktivitätspassage

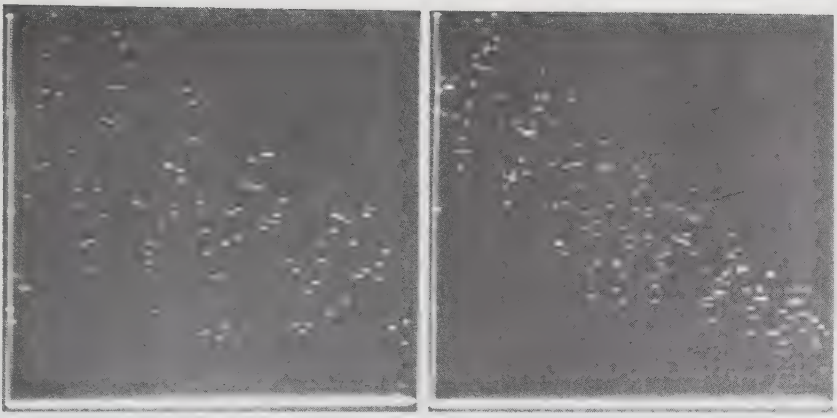
Zur Markierung sucht sich der Benutzer aus einer Zeit-aktivitätskurve über dem linken, bzw. rechten Ventrikel ein Bild in Enddiastole, welches die maximale Ausdehnung des Herzbinnenraumes zeigt. In diesem Bild wird nun eine Region of Interest (ROI) gesetzt, die einerseits sämtliche Zellen, die den Ventrikel repräsentieren, enthält, andererseits aber so wenig wie möglich andere Strukturen, z. B. den rechten Ventrikel, den Aortenbeginn oder das linke Atrium, erfasst. Ist diese ROI zu klein, so wird die EF in Richtung zu hoher Beträge verfälscht. Sobald aber andere mit Aktivität gefüllte Hohlräume miteinbezogen werden, sinkt die EF unter die wahren Werte ab.

Um solche Fehler auszuschließen, ist eine anfängliche Betrachtung des Durchflusses und auch der GSA-Studie in LAO empfehlenswert. So kann die Kompartimentfüllung und das Ausmaß der Beweglichkeit optisch verfolgt werden.

Aus der nun gesetzten ROI wird eine Zeitaktivitätskurve berechnet. Bei genugend kurzem Bolus und hoher spezifischer Aktivität in geringem Volumen und richtiger Erfassung der Enddiastole durch die Markierung, zeigt die Kurve starke Oszillationen (s. Abb. 2 und 3). Diese Schwankungen repräsentieren die Ventrikelkontraktionen, wobei die Maxima dem gefüllten Ventrikel (Enddiastole) und die Minima dem Zustand nach der Entleerung (Endsystole) entsprechen. Änderungen in der Zählrate hängen mit den Volumenänderungen während der Herzaktion eng zusammen (21). Die EF kann auf Grund dieser Tatsachen bestimmt werden als Differenz zwischen enddiastolischen und endsystolischen Counts (EDC, ESC), bezogen auf die end-

$$EF = \frac{EDC - ESC}{EDC} \quad \text{in \% der enddiastolischen Cts.}$$

Diese Bestimmung ermöglicht das Programm EFRAC.BAS (s. Anhang): Nach Subtraktion der Untergrundstrahlung (s. unten) sucht sich der Benutzer den Teil der Zeitaktivitätskurve, der den Durchgang durch das interessierende Kompartiment darstellt. Verwendet wird als linke Grenze ein Punkt kurz vor dem Gipfel, als rechte Grenze ein Punkt im abfallenden Teil, wenn keine eindeutigen Pulsationen mehr sichtbar sind (s. Markierung in Abb. 8b). In der darauf gezeigten Ausschnittsvergrößerung markiert man jeweils Maximum und Minimum der zyklischen Schwankungen. Um Überlagerungen durch etwaige verspätet nachfließende Bolusreste auszuschließen, muß dies nach dem Gipfel der Kurve, in deren abfallendem Teil, geschehen. Verwendet werden sämtliche Aktionen mit klarer Differenz zwischen Maximum und Minimum (s. Abb. 2 und 3). Das Programm er-



a b

Abb. 2 Gespreizte enddiastolische Kurve, abfallender Teil nach BG-Korrektur. Bild a: Große EF, erkennbar an starken Schwankungen. Wenige Herzaktionen. Bild b: Vergleichsweise mehr Aktionen, aber geringere EF. Abszisse: Zeit, Ordinate: Counts.

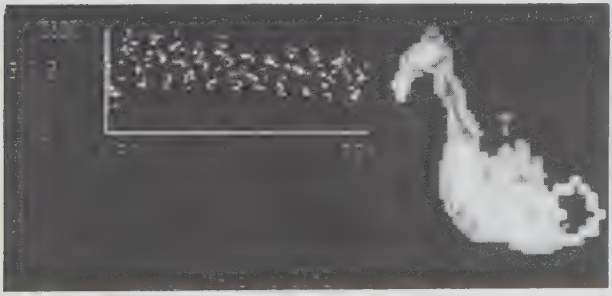


Abb. 3 Enddiastolische Kurve des linken Ventrikels: Deutlich sichtbare Schwankungen, sehr langsam abfallend auf Grund eines Vorhofseptumdefekts. Patient Nr. 6.

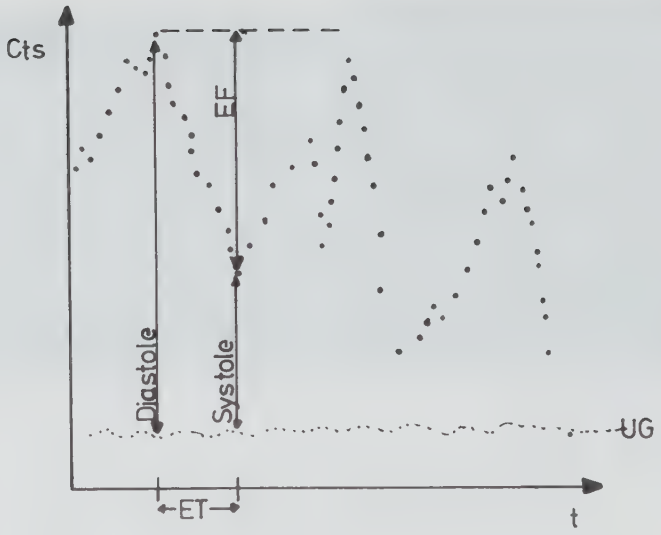


Abb. 4 Schematische Darstellung der Ejektionsfraktion und Ejektionszeit anhand eines Ausschnittes der Zeitaktivitätskurve über einem Ventrikel.

rechnet daraus die Einzelwerte der EF und deren Mittelwert. Gleichzeitig werden Ejektionszeit (ET) und Ejektionsrate (ER) aus derselben Zeitaktivitätskurve und Markierung ermittelt.

Die Ejektionszeit ist als diejenige Zeit definiert, die benötigt wird, um die EF zu fördern. Sie ist aus der Differenz zwischen Bildnummer der Enddiastole und Bildnummer der Endsystole, multipliziert mit der Aufnahmedauer eines einzelnen Bildes (t), zu erhalten (s. Abb.4):

ET = (ED-Bildnr. - ES-Bildnr.) x t in sec

Bei der Wahl der Maxima in der Zeitaktivitätskurve muß darauf geachtet werden, daß wirklich der höchste Punkt direkt vor dem Abfall verwendet wird. Sonst ergeben sich,

wie aus der Berechnung ableitbar, zu lange Austreibungszeiten. Die EF wird davon nur in ganz geringem Maß beeinflußt.

Die Ejektionsrate wird definiert als:

$$ER = \frac{1}{ET}\left(1 - \frac{ESC}{EDC}\right) = \frac{EF}{ET} \qquad \text{in } 1/\text{sec}$$

Dieser Wert gibt die Förderung von EF/sec an, ist also ein Maß für die Förderleistung des Ventrikels. Der Mittelwert ist aus den ER der einzelnen Zyklen errechnet und nicht aus mittlerer EF und mittlerer ET.

3.3.1.2. Untergrundkorrektur für Kurven aus der Erstaktivitätspassage

Die Untergrundkorrektur ist für die Berechnung der Ejektionsfraktion eine Grundvoraussetzung, da die Werte sonst stark verfälscht werden.

Bei der im vorangehenden Abschnitt beschriebenen ROI in maximaler Enddiastole ergeben sich in der normalerweise verwendeten Aufnahmeposition (LAO) gewisse Überlagerungen der Herzhohlräume. Trotzdem ist diese Projektion unter den möglichen die überlagerungsfreieste. Die Kammern sind in der Regel ausreichend voneinander zu trennen, und es bestehen nur gewisse Probleme bei der Abtrennung der Vorhöfe, die aber mit zunehmender Übung des Auges verschwinden. So ist bei der Markierung des rechten Ventrikels die Abgrenzung vom rechten Vorhof, im Vergleich zu den Verhältnissen links, schwerer. Man kann also rein optisch in LAO größere Kompartimente, die zum Untergrund beitragen würden, durch Sorgfalt bei der ROI-Setzung ausschließen. Allerdings bleiben noch statistische Schwankungen, ein "Rauschen" zu eliminieren, das einen nicht zu unterschätzenden Einfluß auf die Werte hat. Diese Strahlung stammt hauptsächlich aus dem umliegenden Gewebe, der Aorta, eventuell auch vom Rand des

Kurvenpunkt und speichert die korrigierte Kurve als Grundlage zur Berechnung der klinischen Parameter ab.

So werden ebenfalls die Kurven für das linke Atrium, Systole und Diastole, sowie die Aorta vor ihrer weiteren Verwendung korrigiert. Die Zeitaktivitätskurven über Vena cava, rechtem Atrium und Ventrikel bedürfen keiner solchen Bearbeitung, da während der Aktivitätspassage durch das rechte Herz Untergrundstrahlung noch nicht zu erwarten ist.

3.3.1.3. Bestimmung der Ejektionsfraktion aus statischen Bildern, GSA-Studien und Repräsentativem Zyklus

Zur Verfügung stehen zwei Bilder, eines den systolischen Zustand, das andere den diastolischen Zustand dokumentierend. Vorteilhaft ist bei den Pool-Bildern die erreichte Höhe der Zählrate. Das Verfahren entspricht im Prinzip dem, das bereits zur Bestimmung der EF aus der Erstaktivitätspassage vorgestellt wurde. Da bei diesen Bildern ebenfalls das Problem des Backgrounds gelöst werden mußte, wurden zwei Methoden dafür entworfen und verglichen.

3.3.1.3.1. Untergrundkorrektur über einer der systolisch-diastolischen Differenzfläche entsprechenden Region

Diese Bestimmung wird mit dem Programm EBRA.BAS (s. Anhang) vorgenommen. Zunächst wird der linke Ventrikel auf dem diastolischen Bild markiert, dann auf dem systolischen Bild. Werden beide ROIs im systolischen Bild übereinander projiziert, kann man dort leicht die hufeisenförmige Differenzfläche erkennen und eine entsprechende Region setzen. Das Programm berechnet aus dieser im systolischen Bild markierten UG-ROI die Korrekturzahl. Diese entspricht dem Quotienten (k) aus der Zahl der Counts (Cts) und der Zahl der Zellen (n). Die Korrektur

sieht folgendermaßen aus:

$$\text{Korr. Cts.} = \text{Unkorr. Cts} - n \text{ der } \begin{matrix}\text{syst.}\\ \text{diast.}\end{matrix} \text{ ROI x k}$$

Diese Formel gilt sowohl für die systolische als auch für die diastolische Region. Die EF errechnet sich nach der üblichen Formel:

$$EF = (EDC - ESC) / EDC$$

Am Ende wird der Name des Patienten mit dem entsprechenden Wert ausgedruckt.

3.3.1.3.2. Interpolative Backgroundsubtraktion in einer Rechteck-Region

Ursprünglich war diese Technik (5) nur für ^{201}Thallium-Myokardszintigraphie gedacht, unter der Voraussetzung eines relativ monotonen Untergrunds. Hier wird sie auf statische Bilder, die mittels eines 99m Tc-Tracers erzeugt werden, angewandt und für die vorhandene EDV-Anlage umgearbeitet. Das Programm BS3.BAS (s. Anhang) führt diese Korrektur durch. Der Benutzer markiert zunächst im diastolischen Bild, das zuvor auf eine Save Area abgespeichert wird, eine rechteckige ROI um die anatomische Struktur, die ihn interessiert. Die gleiche ROI wird auf die Save Area, die das systolische Bild speichert, übertragen. Da sich das Herz normalerweise konzentrisch kontrahiert, ist die Übernahme dieser ROI ohne weiteres möglich.

Die Eckpunkte dieses Rechtecks seien nun x_1/y_1 und x_2/y_2. Für jeden Punkt innerhalb des Rechtecks wird das arithmetische Mittel der linear interpolierten Werte am Schnittpunkt zweier Geraden gebildet (s. Abb. 5).

Erst wird zwischen den beiden Punkten mit gleichen x-Achsenabschnitten interpoliert, dann zwischen den Punkten mit gleichen y-Achsenabschnitten, gemäß folgender Formel:

B1 = M (Y1,X) + (M(Y2,X) - M (Y1,X)) x (Y-Y1) / (Y2-Y1)

B2 = M (Y,X1) + (M(Y,X2) - M (Y,X1)) x (X-X1) / (X2-X1)

Arithmetisches Mittel:

M (Y,X) = (B1 + B2) / 2

Auf diese Weise wird eine Background-Matrix erzeugt. Die richtige Verarbeitung der jeweiligen Koordinaten wurde mit einem gesonderten Testprogramm (P.BAS) überprüft.

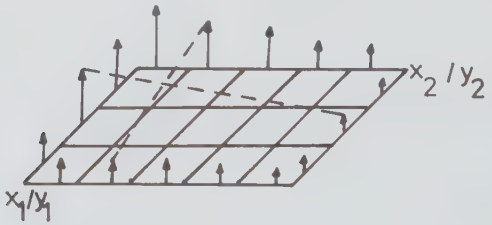


Abb. 5 Schematische Darstellung der interpolativen BG-Subtraktion über einer Rechteck-ROI. Die Pfeile stellen die Randwerte dar.

Diese BG-Matrix wird auf einer eigenen Save Area abgespeichert und mittels Gamma-11-Kommandos vom Originalbild subtrahiert (s. Abb. 10 und 14). Systolisches und diastolisches Bild werden so jeweils durch Subtraktion

der zugehörigen BG-Matrix korrigiert. Mit den jetzt zur Verfügung stehenden Bildern wird wie folgt verfahren: Genaue Markierung von Diastole und Systole, danach Berechnung der EF mit der mehrfach erwähnten Formel im Programm ESTAT.BAS (s. Anhang). Die Werte werden zusammen mit den Patientendaten ausgedruckt.

Die beiden eben vorgestellten Techniken zur UG-Korrektur wurden im Vergleich angewandt. Mit ihnen werden bearbeitet:

1. Brattle-Bilder
2. Das systolische und das erste diastolische Bild aus GSA-Studien. Die Bilder werden aus einer Zeitaktivitätskurve über dem Ventrikel in der jeweiligen GSA-Studie gesucht.
3. Das systolische und das erste diastolische Bild aus einem Repräsentativen Zyklus (s. 3.3.1.3.3.).

3.3.1.3.3. Erzeugung des Repräsentativen Zyklus

Dieser Repräsentative Zyklus stellt im Prinzip das Gleiche dar, wie eine GSA-Studie (s. 3.2.3.2.), mit dem Unterschied, daß er nicht direkt bei der Akquisition am Patienten erzeugt wird, sondern aus den Bildern der Erstaktivitätspassage entsteht.

Zur Herstellung wird eine Autotriggerung angewandt. Als Grundlage diente ein Programm (REPCYC.FOR von U. NOELPP, Bern), das eine Triggerung mit der R-Zacke des EKGs während der Aufnahme vorsah. Anstelle dieser R-Zacke wird die Zeitaktivitätskurve über dem linken, bzw. rechten Ventrikel herangezogen, deren Maxima zu markieren sind. Von einem solchen Maximum bis zum nächsten addiert nun der Rechner die einander entsprechenden Bilder, also jeweils die ersten, die zweiten usw., auf und speichert den fertigen Zyklus als neue Studie ab. Es ergibt insofern andere Bilder - im Vergleich zum GSA - , als noch keine Gleichverteilung stattgefunden hat und nur die markierten Bilder des ent-

sprechenden Ventrikels zur Addition gelangen, also eine Art Mittelung aus mehreren Zyklen der Erstaktivitätspassage vorgenommen wird.

3.3.1.4. Die lokale Verteilung der Ejektionsfraktion

Die lokale Verteilung der EF läßt die Beteiligung des Myokards an der Volumenförderung optisch erkennen. Dazu werden Brattle-Bilder herangezogen, die mit dem vorher beschriebenen interpolativen BG-Subtraktionsverfahren bearbeitet wurden. Zieht man von einem diastolischen Bild das dazugehörige systolische Bild ab, erhält man die lokale Verteilung des Schlagvolumens. Wird dieses Bild durch die Diastole geteilt, ergibt sich die lokale EF. Zur Kontrolle besteht die Möglichkeit, im B-Gamma-System aus einer GSA-Studie, bzw. einem Repräsentativen Zyklus ein Playback zu erzeugen. Dadurch ist man in der Lage, die Beweglichkeit und den Auswurfvorgang zusätzlich in einer Art Film zu prüfen.

3.3.2. Mittlere zirkumferentielle Faserverkürzungsgeschwindigkeit

Die Faserverkürzungsgeschwindigkeit stellt wie die EF ein Mittel für die Quantifizierung der Motilität des Myokards dar. Nach einer Formel, die aus der Röntgendiagnostik (7, 18, 23) stammt, kann die FVG nuklearmedizinisch aus dem Durchfluß leicht bestimmt werden.

Mit dem Joystick wird eine ROI entsprechend der Querachse des Ventrikels in maximaler Enddiastole gesetzt. Sie muß die Hauptachse in der Mitte teilen (s. Abb. 11). Die Hauptachse reicht von der Spitze des Ventrikels bis zur Klappenebene.

Aus der ROI für die Querachse wird eine Zeitaktivitätskurve erzeugt. Die BG-Korrektur dieser Kurve entspricht der für die EF entwickelten Methode (s. 3.3.1.2.). Systolische und diastolische ROI werden nur markiert, um eine sichere Identifizierung der BG-ROI zu erreichen.

Sie werden bei keiner Berechnung verwertet. Die Korrektur wird mit dem Programm BACK2.BAS durchgeführt.

Der Benutzer wählt aus der korrigierten Zeitaktivitätskurve über der kleinen Achse den Anteil, der dem Ventrikel entspricht. Er wird ihm als Ausschnitt auf dem Bildschirm gezeigt. Man markiert im Kurvenabschnitt nach dem Peak jeweils die Maxima und Minima, zwischen denen sich ein deutlicher Abfall befindet. Die FVG wird gemäß der folgenden Formel berechnet:

$$FVG = \frac{\sqrt{EDC} - \sqrt{ESC}}{ET} \times \frac{1}{\sqrt{EDC}} \quad \text{Umfänge/sec}$$

Gegenüber der röntgenologischen Methode werden hier die Quadratwurzeln aus der jeweiligen Zahl der Counts (aus der ROI der Querachse) zur Bestimmung eingesetzt, um diese als Flächenfunktion an eine lineare Funktion anzunähern (18). Am Schluß werden die Werte der einzelnen Bestimmungen, der Mittelwert und die Patientendaten ausgedruckt (Programm: FISH.BAS, s. Anhang).

4. Ergebnisse

4.1. Bemerkungen zum Krankengut

Zur Prüfung der erstellten Programme, die im Abschnitt "Methodik" beschrieben sind, konnten Herzuntersuchungen an acht Patienten mit unterschiedlichen Herzerkrankungen durchgeführt und ausgewertet werden (s. Anhang). Dabei sind die ca. 35 Pilotuntersuchungen (an Patienten, die zum Hirnszintigramm eingewiesen waren) aus der Zeit der Programmentwicklung weggelassen, weil der Untersuchungsgang noch nicht standardisiert war.

Die Patienten 1 - 4 litten an Koronarer Herzkrankheit. Patient 1 hatte keine klinischen Erscheinungen in Ruhe, und es wurden im röntgenologischen Angiographiebericht eine auffallend hohe Auswurffraktion und gute Wandbeweglichkeit beschrieben.
Die Patienten 2 und 3 hatten bereits längere Zeit vor der Untersuchung einen Hinterwandinfarkt durchgemacht. Sie zeigten ohne Belastung keine Zeichen der Insuffizienz.
Patient 4 kam sowohl mit einem Vorder-, wie auch Hinterwandinfarkt zur Diagnostik und wies klinisch schwere Insuffizienzerscheinungen auf.
Patient 5 war vor der nuklearmedizinischen Untersuchung bereits mit einem Bypass operativ versorgt worden und zumindest ohne Belastung beschwerdefrei.
Patient 6 litt an einem Ostium-primum-Defekt mit Mitralinsuffizienz ohne Beeinträchtigung in Ruhe.
Patient 7 wurde mit einem röntgenologisch gesicherten Vorderwandaneurysma nach Infarkt und Koronarer Herzerkrankung, kombiniert mit einer Arrhythmie, eingewiesen. Es handelte sich dabei um einen Zufallsbefund, der Betroffene konnte ohne Einschränkung seiner Beschäftigung nachgehen.
Patient 8 kam mit einer Aortenisthmusstenose und Arrhythmie zur Untersuchung.

4.2. Zur Gewinnung der Ejektionsfraktion aus der Erstaktivitätspassage

Bei allen Untersuchungen machte die Bestimmung der EF aus dem Bolus keine Mühe. In der gewählten Aufnahmeposition war stets eine eindeutige Differenzierung der Kompartimente möglich. Nicht selten war sogar das Septum orthograd getroffen und daher als Herzmitte gut auszumachen. Als wichtig stellte sich dabei die kraniale Neigung der Kamera um 15° heraus, da die Projektion möglichst senkrecht auf der Bewegungsachse des Herzens stehen muß, um die Exkursionen sichtbar zu machen.

Vor der Markierung der ROI bei maximaler enddiastolischer Füllung des linken Ventrikels wurde mittels Playback-Verfahren, das im kommerziellen GAMMA-11-System enthalten ist, die Einflußstudie auf den Verlauf der Injektion geprüft und die Kompartimentfüllung beobachtet. Dies war zum optischen Ausschluß angrenzender Hohlräume, wie Aortenwurzel, linkes Atrium usw., nötig. Gleichzeitig ergab es eine erste Inspektion der Myokardmotilität und der Auswurffraktion. Dann wurde die enddiastolische ROI gesetzt, die Zeitaktivitätskurve berechnet und backgroundkorrigiert. Die Vorteile dieser Verfahrensweise zeigten sich bei Patient 4, der - bereits optisch sichtbar - eine extrem eingeschränkte Myokardmotilität (Vergl. FVG 0.88 Zirkumfer./sec) aufwies, sich also zwischen Systole und Diastole nur eine geringe Längenänderung ergab. Ähnlich bei Patient 8, wo infolge der Aortenisthmusstenose der vom Herz abgehende Aortenteil stark gekrümmt und ausgeweitet war. Ohne genauere Kenntnis solcher anatomischen Details ist eine Markierung nicht einwandfrei durchführbar. Hier erwies sich das Farbdisplay als große Hilfe für die Abgrenzung der einzelnen Kompartimente, im Gegensatz zum VT01-Speicheroszilloskop, das nur unterschiedliche Grünwerte zeigen kann.

Im abfallenden Teil des Aktivitätsverlaufs über der

linken Kammer wurden die pulssynchronen Schwankungen markiert: Meist waren vier bis zehn klar differenzierbare diastolische und systolische Endzustände aufzuzeigen. Daraus ließ sich eine gute und schnelle Bestimmung des Mittelwertes der linksventrikulären EF (LVEF) durchführen. Pro Bild (1/24 sec) des Durchflusses ergaben sich im verwendeten Kurvenbereich ca. 1200 - 1400 Totalcounts, also ca. 30 - 35 KHz im Ausschnitt von 25 x 25 cm bei 15 mCi (Kameraempfindlichkeit bei niederen Zählraten 5 Hz/µCi $\hat{=}$ 150 $\frac{\text{Impulse/sec}}{\text{Mio Zerfälle/sec}}$).

Als Versuch wurden einige Auswertungen von anderen, unabhängigen Untersuchern vorgenommen. Es konnte festgestellt werden, daß die Werte auch bei verschiedenen Benutzern stabil blieben (Schwankung 3 - 5 %).

Bei Patient 1 und 2 war es möglich, eine Bestimmung der EF nach der Flächen-Länge-Formel von DODGE und SANDLER aus dem röntgenologischen Lävokardiogramm durchzuführen (3). Diese Methode geht von der Annahme aus, der linke Ventrikel sei ein längliches Ellipsoid. Unter dieser Voraussetzung ist es möglich, enddiastolisches und endsystolisches Volumen (V) aus dem Angiogramm folgendermaßen zu berechnen:

$$V = 0.849\ A^2 / L \qquad (A = \text{Fläche}, \ L = \text{Länge})$$

Die Werte für die Flächen wurden durch Aufzeichnen des Hohlraumumrisses vom Röntgenfilm auf Millimeterpapier und Auszählen bestimmt. Die Länge L ist die Distanz von der Mitte der Aortenklappenebene bis zur Herzspitze. Für systolisches und diastolisches Bild lassen sich so die Flächenwerte ermitteln und nach der oben erwähnten Formel das Volumen. Die EF ergibt sich aus der üblichen Formel:

$$EF = (EDV - ESV) / EDV$$

Diese Vergleiche zwischen röntgenologischer und nuklearmedizinischer Bestimmung zeigen eine gute Übereinstimmung (s. Anhang, Tabelle 1). Deshalb wurde trotz der wenigen Gegenüberstellungen die EF aus dem Durchfluß für die anderen Bestimmungsmethoden als Bezugspunkt benützt.

Für die rechtsventrikuläre EF (RVEF) wurde auf dieselbe Weise eine Bestimmung aus der Erstaktivitätspassage durchgeführt. Da der Bolus in diesem Kompartiment noch sehr kompakt ist, ohne Aktivitätsschleppe, und es auch wieder relativ rasch verläßt, hat die Zeitaktivitätskurve über dem rechten Ventrikel einen stark abfallenden Teil, so daß meist nur drei Schläge für die Auswertung zur Verfügung standen. Röntgenologische Bestimmungen der RVEF waren nicht durchführbar, da bei keinem der Patienten ein Kineangiogramm der rechten Kammer erstellt worden war. Als Normwerte für die EF werden in der Literatur angegeben (Messung in Ruhe):

LVEF

Radionuklidmethode: 60 % (18)
Angiographie : 56 - 78 % (14)

RVEF

Radionuklidmethode: 43,5 $\pm$ 10 % (17)
Angiographie : 42 % (13)

Vergleichbare Normwerte für die Ejektionsrate und Ejektionszeit waren in der Literatur nicht angegeben. Nach RUTISHAUSER et al. (15b) zeigt die LVEF im Normalbereich stärkere Schwankungen als die RVEF.

Im Vergleich zu den obigen Werten hatten in unseren Untersuchungen (s. Anhang, Tabelle 1) die Patienten 2 und 4 eine deutliche Verringerung der LVEF. Dies spiegelt sich auch in den Werten der Ejektionsrate wieder, die gegenüber den anderen Patienten eine gut erkennbare Einschränkung aufweist, bei - im Vergleich zur EF und anderen Patienten - relativ längeren Auswurfzeiten. Grenz-

werte für die LVEF ergaben sich bei Patient 3 und 7, mit je 51 %, bei gleichzeitig hoher ER. Für Patient 1 bestätigte sich der angiographische Befund, die LVEF war im oberen Bereich der Norm. Auch die RVEF hatte einen normalen Betrag.

Die RVEF war hingegen bei Patient 4 am Rande der unteren Norm und ist wohl als Grenzwert zum Pathologischen zu deuten. ER und ET sind - nach anderen Patienten zu urteilen - nicht beeinträchtigt. Patient 2 hat eine normale EF, bei ihm ist aber die ER niedrig und die ET vergleichsweise hoch. Für alle anderen Patienten ergab sich kein pathologischer Befund, die Werte entsprachen völlig dem klinischen Bild.

4.2.1. Vergleiche

In Abb. 6 wurden RVEF und LVEF verglichen. Es ergab sich ein Korrelationskoeffizient von r = 0.75.

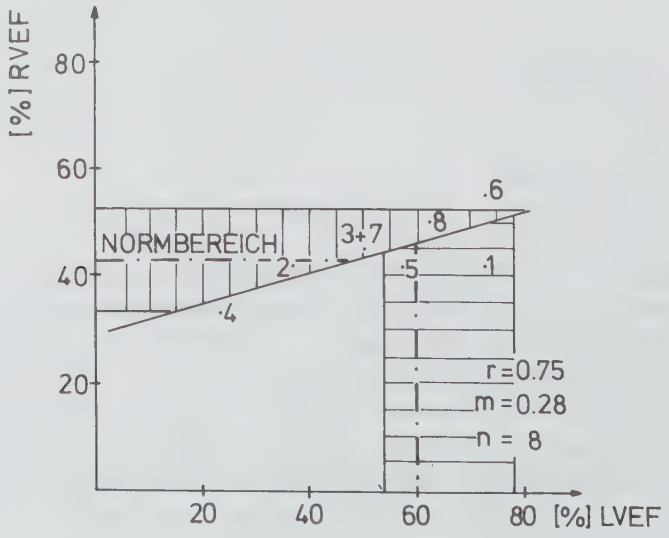


Abb. 6 Gegenüberstellung von LVEF und RVEF aus der Erstaktivitätspassage in LAO.

Weiter wurde die LVEF mit der ER verglichen (Abb. 7). Gleichfalls konnte eine Korrelation von r = 0.75 festgestellt werden.

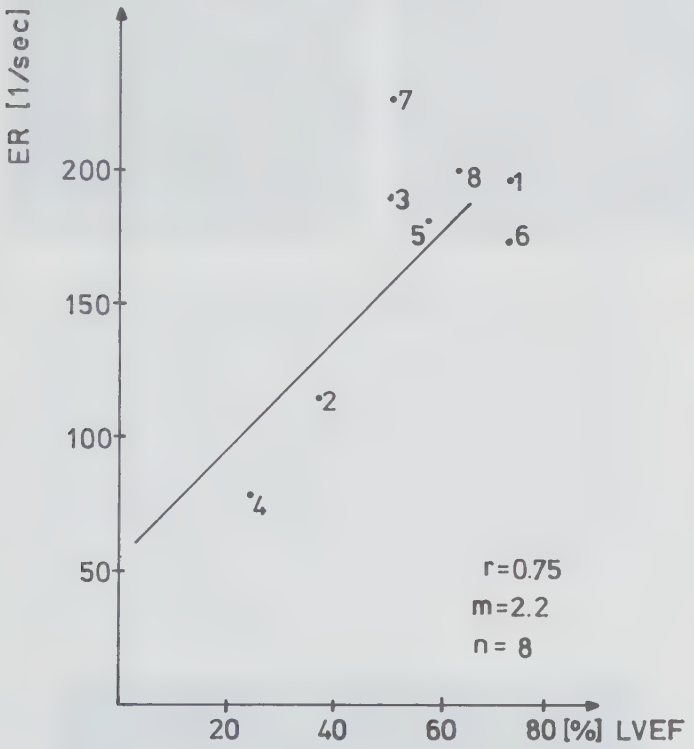
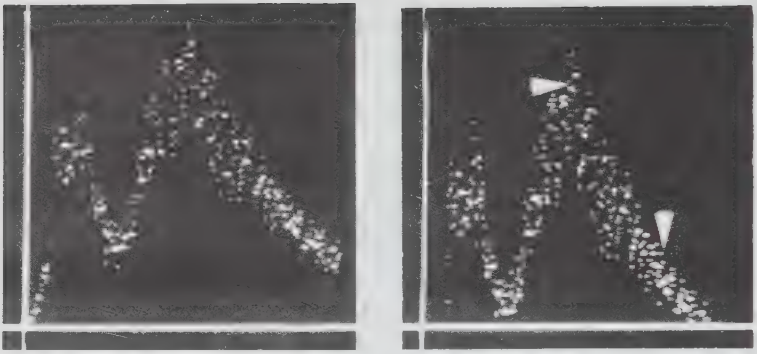


Abb. 7 Vergleich von linksventrikulärer EF und Ejektionsrate aus dem Durchfluß. Hier läßt sich eine gewisse Gleichsinnigkeit im Verhalten der beiden Werte ableiten.



a b

Abb. 8 Typische enddiastolische Zeitaktivitätskurve des linken Ventrikels. Der erste Peak stellt den Lungendurchgang dar, der bei der Markierung naturgemäß nicht auszuklammern ist. Bild a: Die unkorrigierte Kurve mit einer durchschnittlichen EF von 53 %. Bild b: Die korrigierte Kurve mit einer EF von 73 %. Die Pfeile grenzen den zu bearbeitenden Teil ab.

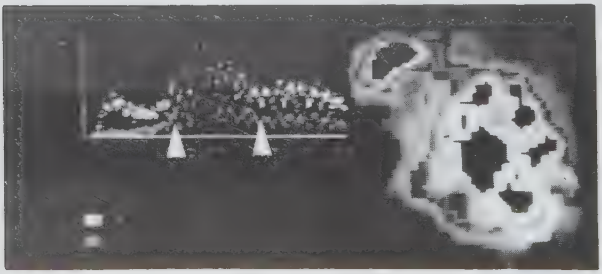


Abb. 9 Überlagerung von enddiastolischer Kurve (oben) und BG-Kurve (unten) mit den zugehörigen ROIs. Der für die BG-Korrektur wichtige Teil liegt zwischen den Pfeilen.

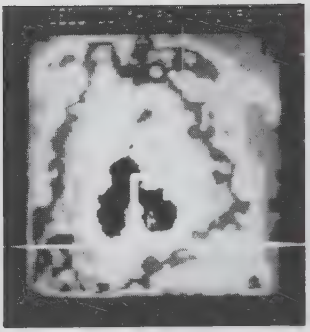
4.3. Untergrundkorrektur für die Erstaktivitätspassage

Die Notwendigkeit und Effektivität dieser Korrektur läßt sich am folgenden Vergleich gut zeigen. Die Werte und Kurvenverläufe von Abb. 8a und 8b demonstrieren den Unterschied einer nichtkorrigierten und einer korrigierten Kurve.

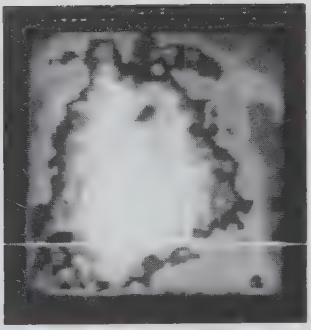
Der erste Anstieg in den Kurven der Abb. 8 entspricht der Passage der Lunge, die während des Einflusses im Gebiet der linksventrikulären ROI erscheint. In Abb.8b sieht man, wie der zweite Anstieg praktisch wieder bei Null beginnt. Vorher war der Abstand dieses zweiten Anstiegs zur x-Achse doch beachtlich groß (s. Abb. 8a). Beachtlich ist ebenfalls die Auswirkung bei den errechneten Werten.

Für die Bestimmung der RVEF wurde diese Art der BG-Korrektur ebenfalls angewandt, hatte aber erwartungsgemäß wenig Effekt, da im ersten Durchgang fast keine UG-Strahlung vorhanden ist. Die Werte für die RVEF ließen sich, wenn überhaupt, höchstens um ein bis zwei Prozent steigern. Die Hufeisen-ROI ist für den rechten Ventrikel mit größerer Vorsicht zu setzen, da oft vom linken Ventrikel Randpartien erfasst werden, die am Beginn des Durchflusses noch nicht erschienen sind. Deswegen ist hier ein Vergleich mit den nachfolgenden Bildern notwendig, um solche Überschneidungen zu vermeiden.

Es zeigte sich, daß eine Erweiterung der sichelförmigen Region nach unten und auf die Seite in Gebiete ohne Herzstrukturen die Werte nur unwesentlich beeinflußt.



a



b

Abb. 10 a: Rechteck-ROI zur BG-Korrektur um den linken Ventrikel. Brattlebild in LAO.
b: BG-Matrix innerhalb der Rechteckregion.
c: Korrigiertes Bild des linken Ventrikels.
(In a wurde die obere Schwelle zur besseren Übersicht erniedrigt.)

c

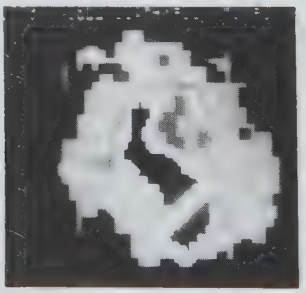


Abb. 11 Querregion über dem linken Ventrikel in einem Bild aus dem Durchfluß, die zur Bestimmung der FVG verwendet wird. (Die obere Schwelle wurde zur besseren Übersicht herabgesetzt.)

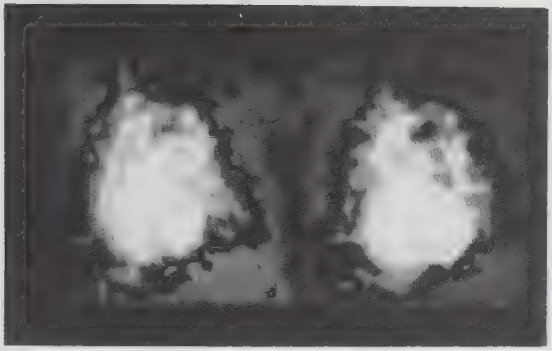


Abb. 12 Brattlebilder LAO. Links Systole, rechts Diastole.

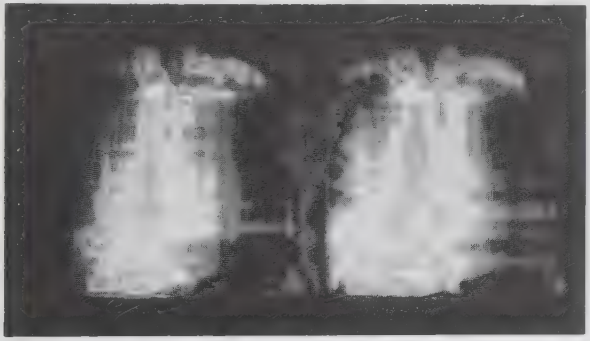


Abb. 13 BG-Matrizen. Links Systole, rechts Diastole. Im Vergleich zu Abb. 12 erkennt man die Korrekturvierecke und darin die Artefakte (s. 5.5.).

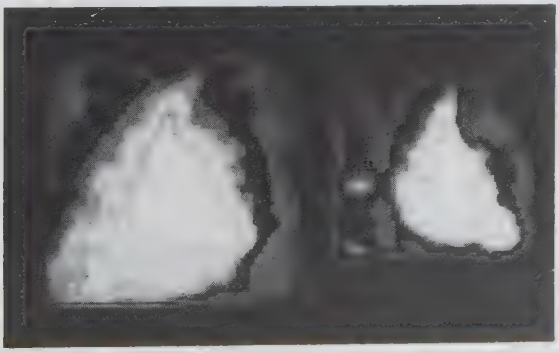


Abb. 14 Gegenüberstellung von unkorrigiertem und interpolativ korrigiertem GSA-Bild in RAO.

4.4. Berechnung der Ejektionsfraktion aus statischen Bildern

4.4.1. Diastolisch - systolische Differenzmethode

Für die Methode der Hufeisenregion bei statischen Bildern gab es nur bei besonders geringen Ventrikelexkursionen Probleme. Die Markierung für die UG-Region ist richtig, solange nur keine Herzstruktur erfasst wird. Eine Ausdehnung der sichelförmigen ROI nach unten, über die in der Systole freigegebene Fläche hinaus, spielt praktisch keine Rolle.

4.4.2. Interpolative BG-Subtraktion

Die interessierenden Strukturen lassen sich gut herausfiltern (s. Abb. 10 und 14), wenn die Rechteck-ROI eng darum herum gesetzt wird. Diese Methode hat sich als recht genau erwiesen. In den resultierenden Bildern ist eine Markierung mit dem Joystick gut möglich. Besonders eignet sich dieses Verfahren für die LAO-Bilder, in denen der linke Ventrikel naturgemäß schon im unkorrigierten Bild besser zu sehen und damit die Rechteck-ROI leichter zu setzen ist.(s. Abb. 10a). Schwerer fällt die Regionsetzung im RAO-Bild, wo die Vorhöfe an die Kammern grenzen und meist auch ein kleines Stück der Aortenwurzel erfasst wird. Trotzdem muß man den ganzen Ventrikelbereich in die Rechteck-ROI einbeziehen (s. Abb.15).

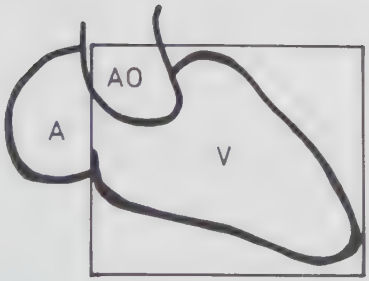


Abb. 15 Typische Projektion in RAO (AO = Aortenwurzel, A = Atrien, V = Ventrikel). Das eingezeichnete Viereck demonstriert die Rechteckregion für die interpolative BG-Korrektur (Herzumrisse nach STEELE et al. (18)).

4.4.3. Vergleiche in LAO

Verglichen wurden für jeden Patienten die Ergebnisse aus GSA-, Brattlestudien und Repräsentativen Zyklen. Sämtliche genannten Steady-State-Bilder wurden mit beiden oben erwähnten UG-Subtraktionsverfahren behandelt.

4.4.3.1. Brattlestudien

Eine Gegenüberstellung aus den unterschiedlich BG-subtrahierten Brattlestudien ergab einen Korrelationskoeffizienten von r = 0.48 (s. Abb. 16). Zur EF aus dem Durchfluß hatte die interpolative BG-Subtraktion eine sehr hohe Korrelation von r = 0.97 und dazu eine Steigung von m = 1. Da die Bestimmungsmethoden verschieden sind, empfehlen sich beide als geeignete wechselseitige Absicherung der Werte. Für die Verwendung beider Methoden spricht die so erwiesene bisherige Zuverlässigkeit und Reproduzierbarkeit. Die ungleich niedrigere Korrela-

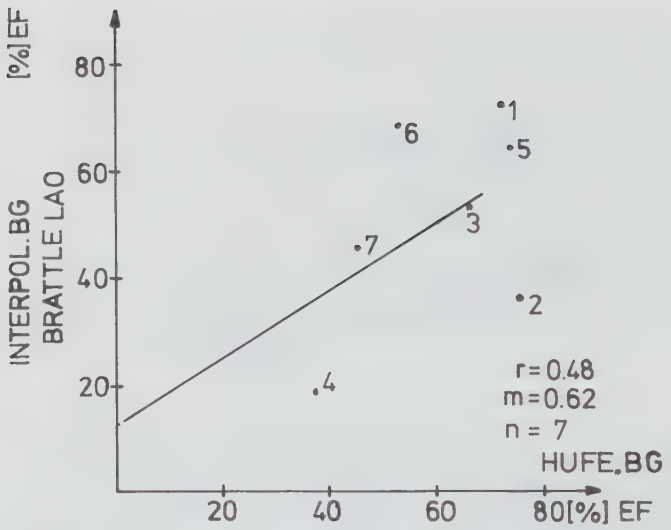


Abb. 16 Werte aus Brattlebildern in LAO, die mit den verschiedenen UG-Korrekturen bearbeitet wurden.

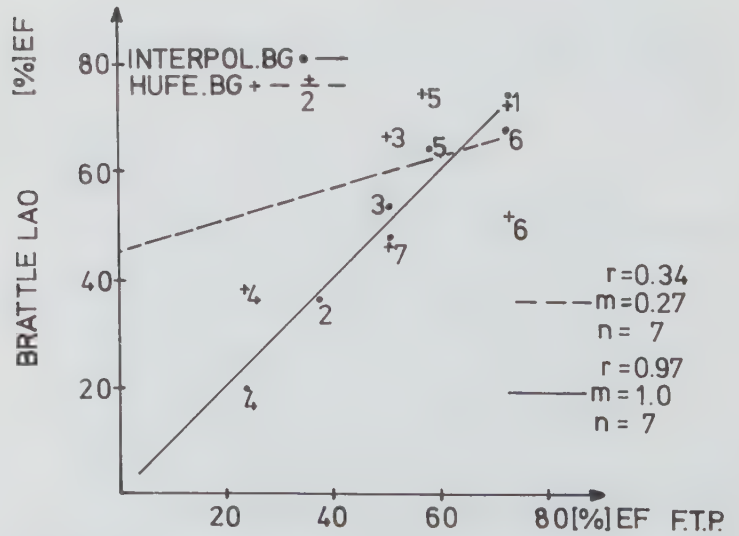


Abb. 17 Werte aus Brattlebildern in LAO im Vergleich zur LVEF. Beachte interpolative BG-Korrektur.

tion der Hufeisenmethode (r = 0.34) dürfte vermutlich auf eine Überkorrektur zurückzuführen sein (s. Abb. 17). Für ein diastolisches Bild in LAO ergaben sich bei Brattleaufnahmen ca. 80 000 Totalcounts pro Bild.

4.4.3.2. GSA-Studien

Die verschieden UG-subtrahierten GSA-Studien wiesen mit r = 0.91 eine hohe Übereinstimmung auf (s. Abb. 18). Gegenüber den Berechnungen der EF im Bolus ergaben sich ähnliche Verhältnisse wie bei den Brattlestudien. Die mit dem interpolativen BG subtrahierten Werte korrelieren mit r = 0.87 wesentlich besser, als die mit der Hufeisenmethode errechneten (r = 0.67, s. Abb. 19).

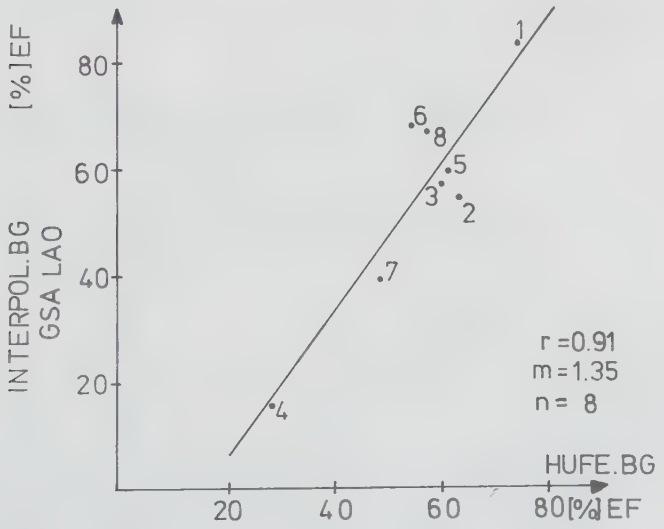


Abb. 18 Vergleich der UG-Subtraktionsmethoden bei GSA-Bildern in LAO.

Auch hier ist für die erstere Gerade die Steigung nahezu 1. Dies bedeutet ebenfalls die gute Verwendungsfähigkeit der Werte aus interpolativ korrigierten GSA-Studien.

Als Zählrate wurden in einem diastolischen Bild im Durchschnitt 55 000 Counts erreicht.

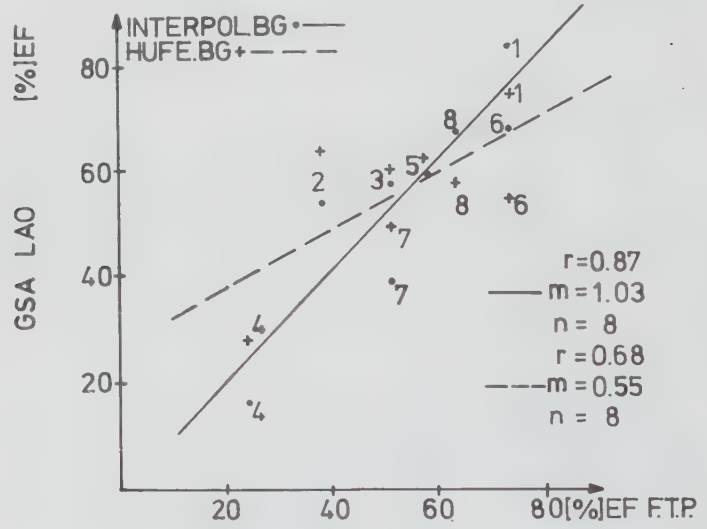


Abb. 19 Werte aus GSA-Bildern in LAO im Vergleich zur LVEF. Wie bei Brattlebildern hat der interpolative BG eine höhere Korrelation.

4.4.3.3. Repräsentativer Zyklus

In der Regel konnten ungefähr vier bis fünf Zyklen aufaddiert werden, so daß sich ca. 5 000 Totalcounts pro Bild ergaben.

Die verschieden UG-subtrahierten Werte hatten eine gute Übereinstimmung mit r = 0.82 (s. Abb. 20). Im Vergleich zur Erstaktivitätspassage wiesen in diesem Fall die mit dem interpolativen BG korrigierten Werte keine besonders gute Korrelation auf (s. Abb. 21). Dies erklärt sich aus der mangelnden Homogenität des UG während des Durchflusses.

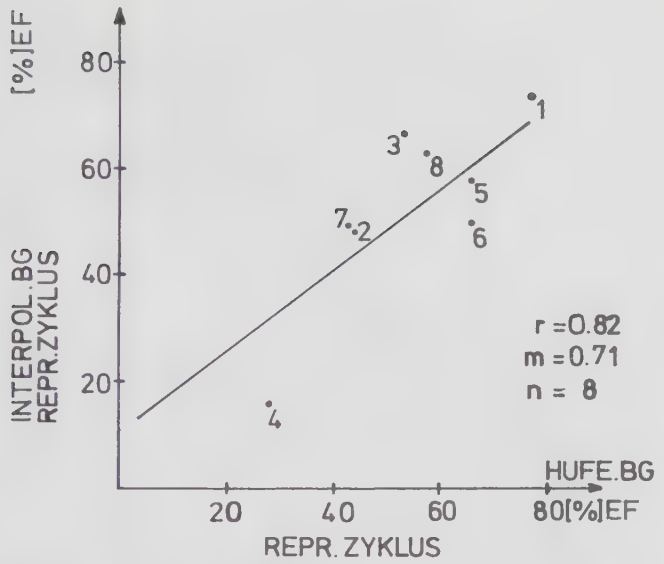


Abb. 20 Gegenüberstellung der Werte aus dem Repräsentativen Zyklus.

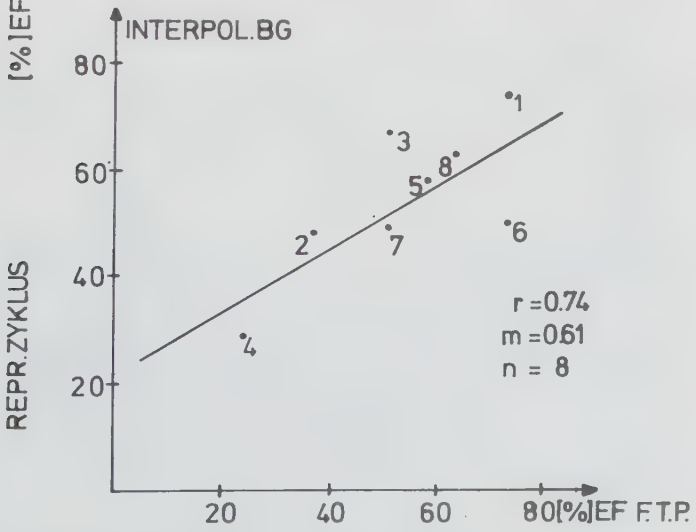


Abb. 21 Repräsentativer Zyklus im Vergleich zur LVEF.

4.4.4. Vergleiche in RAO

Bei RAO-Bildern, die nicht etwa einer Durchflußstudie entstammen, ist stets zu bedenken, daß zur räumlichen eine zeitliche Überlagerung sowohl beider Vorhöfe, wie auch beider Kammern hinzukommt. Die Bestimmung der EF kann also nur für das gesamte Ventrikelkompartiment erfolgen (s. Abb. 1).

4.4.4.1. Brattlestudien in RAO

Wieder wurden die Ergebnisse beider UG-Korrekturmöglichkeiten gegeneinander aufgetragen; es ergab sich eine Korrelation von r = 0.71 (s. Abb. 22).

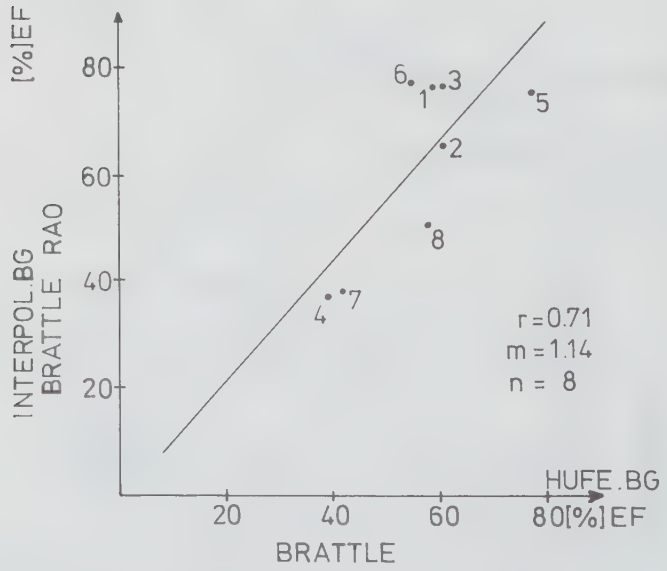


Abb. 22 Vergleich der Werte aus Brattlebildern in RAO.

Es interessierte auch, ob zwischen der EF aus den statischen Studien in RAO und der RVEF bzw. LVEF aus dem Bolus eventuell ein Zusammenhang besteht.

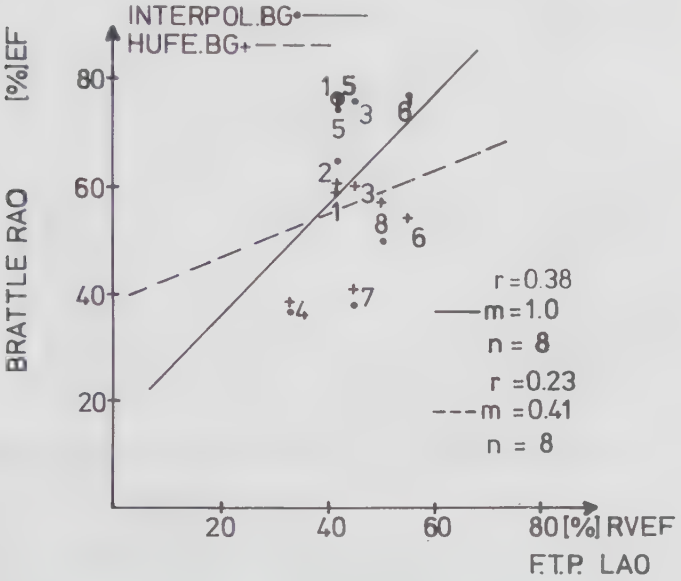


Abb. 23 Gegenüberstellung von RVEF und EF aus Brattlebildern in RAO. Auffallend geringe Korrelationen.

Für die Hufeisenkorrektur und den interpolativen BG wurden für die RVEF (r = 0.23 und r = 0.38) und die LVEF (r = 0.42 und r = 0.59) nur sehr kleine Korrelationskoeffizienten gefunden (s. Abb. 23 und 24). Die Zahl der Totalcounts war mit durchschnittlich 70 000 pro diastolischem Bild etwas geringer als in LAO-Bildern.

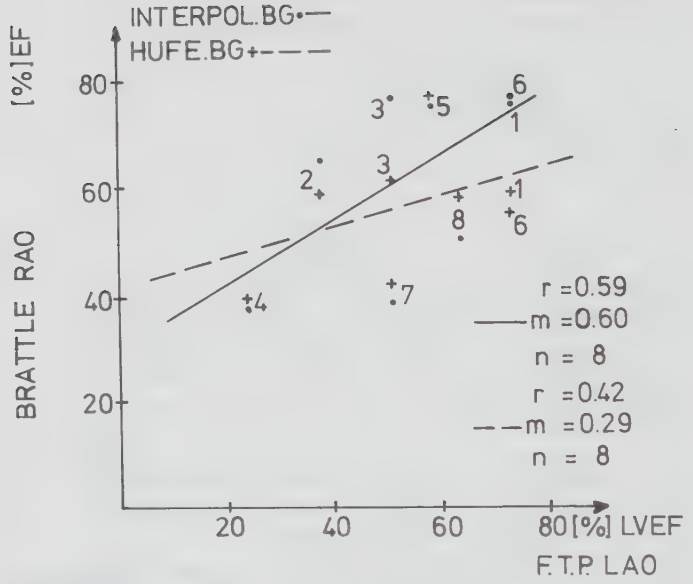


Abb. 24 Brattlebilder in RAO im Vergleich zur LVEF. Für die interpolative BG-Subtraktion ergibt sich immerhin eine höhere Korrelation als aus dem Vergleich zur RVEF.

4.4.4.2. GSA-Studien in RAO

Wie bei den Brattlestudien wurden die UG-Subtraktionsmethoden verglichen (r = 0.37, s. Abb. 25). Ein Vergleich zu RVEF und LVEF des Durchflusses ergab für die diastolisch-systolische Differenzmethode ein niedriges r (r = 0.25, r = 0.44, s. Abb. 26 und 27), für die interpolative BG-Subtraktion zum Teil hohe Korrelationen (r = 0.64 und r = 0.90, s. Abb. 26 und 27, s. 5.5.).

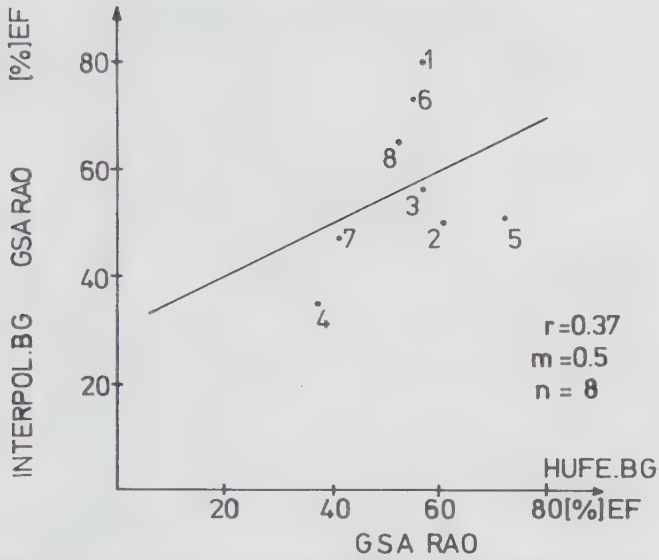


Abb. 25 Vergleich der Werte aus GSA-Bildern in RAO.

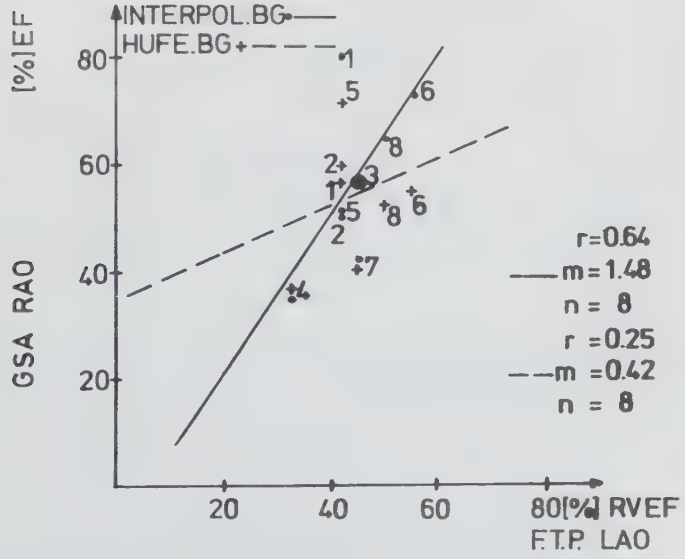


Abb. 26 GSA-Bilder in RAO im Vergleich zur RVEF.

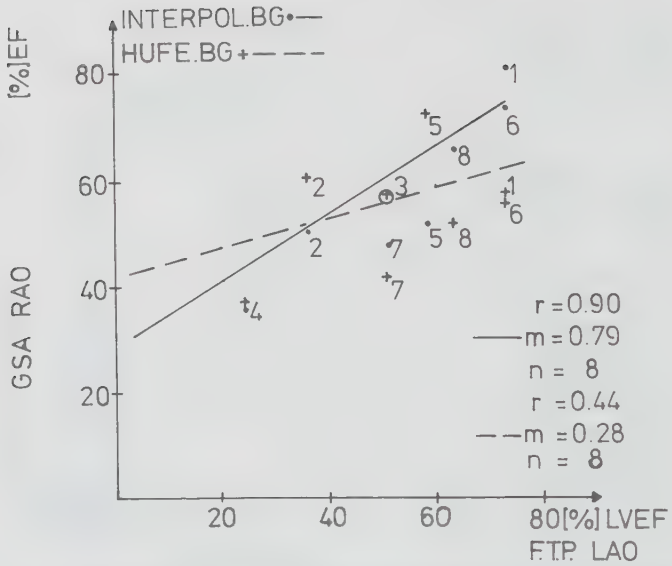


Abb. 27 GSA-Bilder in RAO im Vergleich zur LVEF. Hohe Korrelation für die interpolative BG-Subtraktion.

Für die Gegenüberstellung der Werte aus GSA- und Brattle-bildern erhielt man r = 0.63 für den interpolativen BG und r = 0.99 für die Hufeisenmethode (s. Abb. 28).

Analog zu den Brattlebildern ergaben sich in den diastolischen RAO-Bildern etwas geringere Totalcounts von ca. 54 000 pro Bild.

Insgesamt zeigte sich bei allen Auswertungen, außer bei Patient 4, keine deutliche Verminderung der EF. Beim Ebengenannten war die Markierung in RAO leichter als in LAO, da die Ventrikelexkursionen in RAO besser zu sehen waren (s. 5.5.).

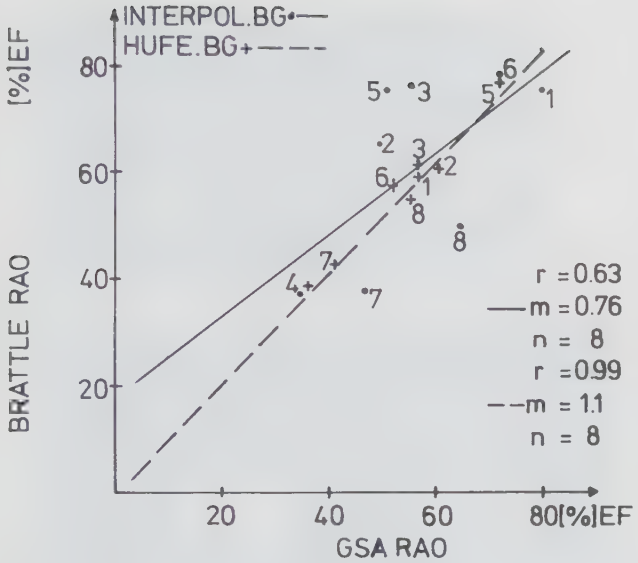


Abb. 28 Verschiedene UG-Korrekturen bei GSA- und Brattlebildern in RAO. Die diastolisch-systolische Differenzmethode führt in statischen Bildern leicht zur Überkorrektur und damit zu verfälschten Werten.

4.5. Lokale Ejektionsfraktion

Der Vergleich von lokaler EF zu den errechneten Werten aus der Erstaktivitätspassage erbrachte bei verschiedenen Patienten interessante Ergebnisse.

In Abb. 29 sind die lokalen Ejektionsfraktionen von Patient 1 in LAO und RAO einander gegenübergestellt. Dieser Patient hatte eine hohe EF und gleichzeitig eine hohe FVG im Durchfluß. Im LAO-Bild (Abb. 29 links) sieht man dementsprechend einen geschlossenen, gleichmäßigen Ring mit hoher Zählrate, d. h., dort ist die Auswurfsfraktion groß. Rechts ist die Sicht aus RAO abgebildet. Auch hier zeigt sich eine gleichmäßig hohe Farbverteilung im Bereich der Ventrikel mit Peaks an der Herzspitze bzw. an der Vorderwand. Diese Verteilung der

Aktivität läßt auf eine ungestörte Motilität schließen. Im RAO-Bild markieren außerdem verschiedene Aktivitätsportionen den Verlauf der Aorta, und die überlagerten Vorhöfe sind zu sehen.

Die lokale EF von Patient 2 ist in Abb. 30 zu sehen. Links ist die Projektion in LAO dargestellt, rechts das sogenannte Differenzenbild (20), ebenfalls in LAO. Dieses Differenzenbild zeigt die Differenzen zwischen systolischen und diastolischen Bildern aus dem GSA. Es kann somit zum Vergleich dienen. Im Bild der lokalen EF sieht man - gegenüber Patient 1 in LAO - eine unruhigere Zeichnung des Halbkreises. Dafür sprechen auch die Werte aus dem Durchfluß, EF und FVG, sowie die Anamnese. Gleichzeitig ist noch der rechte Vorhof deutlich auszumachen.

Für Patient 4, der klinisch bereits starke Symptome aufwies, wurde das LAO-Bild einem Amplitudenbild ((20), s. Abb. 31 Mitte) und einem kombinierten Amplituden-phasenbild ((20), s. Abb. 31 rechts) gegenübergestellt.

Wie man sieht, ist kein Halbkreis mit gleichmäßig hoher Aktivität wie bei Patient 1 zu erkennen. Als Bestätigung kann das Amplitudenbild dienen, auf dem helle Farbwerte Punkte mit starker Exkursion darstellen. Ähnlich das Amplituden-Phasenbild, das die Kammern rot, die Vorhöfe blau, entsprechend ihrer Phase, die Amplitude dagegen als Farbintensität darstellt. Das heißt, die Ejektionsfraktion wird nur noch von einem verschwindend kleinen Teil der Kammer gefördert. Bestätigt werden diese Bilder durch die realen Werte der EF und FVG. Teile des rechten Atriums und der rechten Kammer sind zu erkennen.

Das RAO-Bild des gleichen Patienten (s. Abb. 32) wurde mit dem RAO-Differenzenbild verglichen. Auch hier herrschen ähnliche Farbverteilungen wie im LAO-Bild. Das Bild der lokalen EF zeigt aber naturgemäß noch feiner und genauer die Auswurfsverhältnisse der Ventrikel als

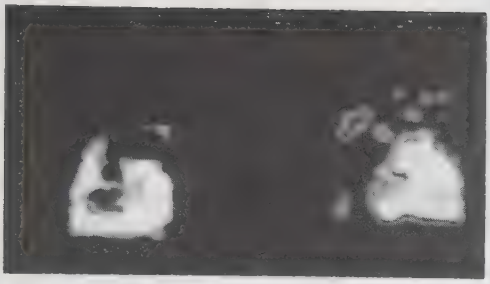


Abb. 29 Pat. 1, H.B., lok. EF: links LAO, rechts RAO.

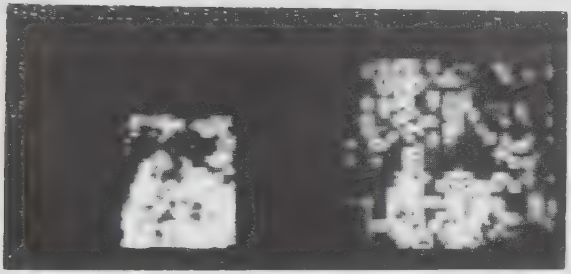


Abb. 30 Pat.2, E.H., lok. EF LAO, rechts Differenzenbild.

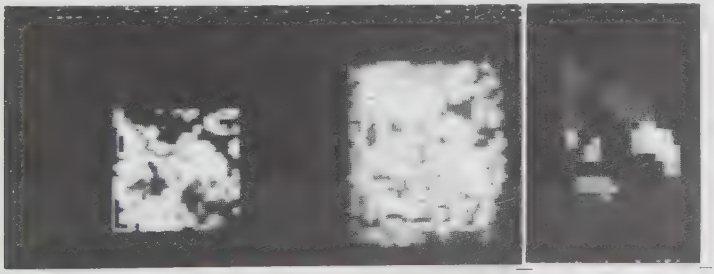


Abb. 31 Pat. 4, W.F., lok. EF LAO, Mitte Amplitudenbild, rechts Amplituden-Phasenbild.

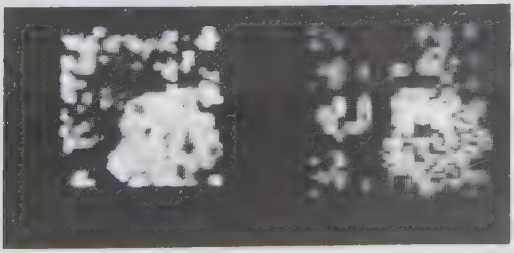


Abb. 32 Pat.4, W.F., lok. EF RAO, rechts Differenzenbild.

das Differenzenbild. So ist deutlich zu sehen, daß fast nur noch basale Anteile des Herzens eine Förderleistung erbringen, mit geringen Beiträgen weiter spitzenwärts gelegener Teile. Die Spitze selbst bleibt ohne Aktion.

4.6. Mittlere zirkumferentielle Faserverkürzungsgeschwindigkeit

Da Ejektionsfraktion und Faserverkürzungsgeschwindigkeit Parameter sind, die Wesentliches über die Myokardmotilität aussagen und durch gänzlich getrennte Bestimmungsmethoden ermittelt werden, interessierte, ob eine Beziehung zwischen den Werten der LVEF und der FVG besteht. Es ergab sich eine hohe Korrelation von r =0.93 (s. Abb. 33). Die FVG wurde auch der Auswurfsrate gegenübergestellt (r = 0.82, s. Abb. 34).

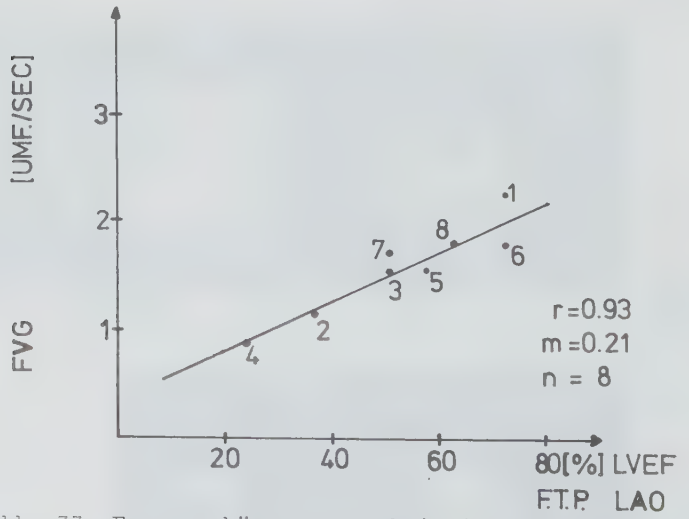


Abb. 33 Faserverkürzungsgeschwindigkeit und LVEF. Die hohe Korrelation weist auf gleichsinnige Veränderung hin.

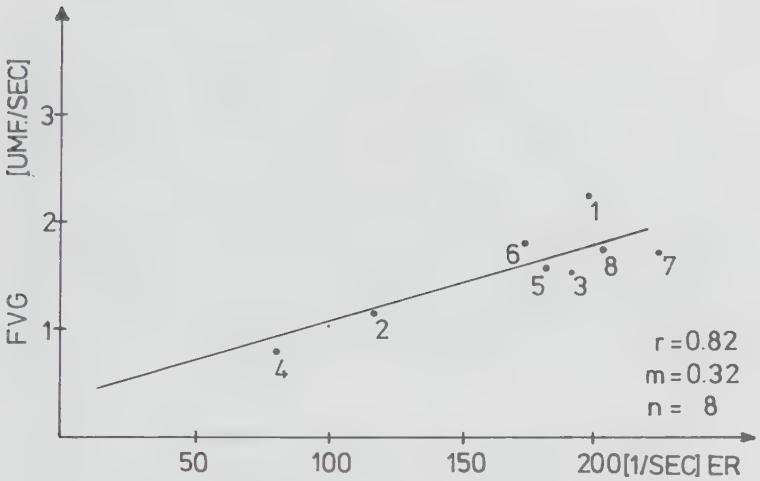


Abb. 34 Vergleich von ER und FVG. Ebenfalls gute Korrelation, die auf ein ähnliches Verhalten dieser Werte bei Veränderung der Ventrikelfunktion schließen läßt.

Diese guten Korrelationen zeigen, daß sich die verglichenen Werte gleichsinnig verändern, eine Tatsache, die für die Diagnostik von Bedeutung ist.

Eine Notwendigkeit für die BG-Korrektur zeigte sich wie bei der EF, da eine gewisse Analogie zu deren Bestimmung besteht und ebenfalls Zählraten zueinander ins Verhältnis gesetzt werden müssen. Ohne diese Korrektur sind die Werte zu niedrig. Im Durchschnitt können drei bis vier Einzelbestimmungen durchgeführt werden.

Nach RUTISHAUSER et al. sind radiologisch bestimmte Werte von weniger als 1 Umfang/sec sicher pathologisch, nach HARRISON weniger als 1.2 Umf./sec (15a, 14). Angio-

graphisch ermittelte Normwerte nennen KARLINER (7): 1.50 Umf./sec (von 1.23 bis 2.03 Umf./sec) und PETERSON (12): 1.83 Umf./sec (von 1.10 bis 3.16 Umf./sec). Normwertbestimmungen nach der Radionuklidmethode waren in der Literatur keine zu finden.

Demnach hätte Patient 4 eine hochgradig verringerte FVG (s. Anhang, Tabelle 1). Dies war im Playback der GSA-Studien drastisch zu sehen, im Vergleich zu Patient 1 z. B., bei dem die Bewegung insgesamt synchron und harmonisch ablief. Patient 2 wäre ein Grenzfall an der unteren Norm. Alle anderen Patienten hätten somit eine ausreichende bis gute FVG. Eine radiologische Bestimmung konnte für keinen der untersuchten Patienten vorgenommen werden.

5. Diskussion

5.1. Allgemeine Vorbemerkung

Diese Arbeit steht zusammen mit anderen (19, 20) am Anfang einer routinemäßigen Herzdiagnostik. Da sie im Sinne einer vorbereitenden Studie die Methode vorzuschlagen und zu prüfen hatte, konnten nur an wenigen klinischen Untersuchungen erste Erfahrungen über die Aussagekraft gewonnen werden. So war es nicht möglich, eine statistische Absicherung durch große Fallzahlen zu erreichen, aber die zum jetzigen Zeitpunkt vorliegenden Ergebnisse und Erfahrungen versprechen interessante Anwendungsmöglichkeiten.

5.2. Zur klinischen Bedeutung der Ejektionsfraktion und ihrer herkömmlichen Bestimmungsmethode

Die zentrale Bedeutung der Ejektionsfraktion als Gradmesser der Pumpfunktion des Herzens, vor allem der Vorteil als relatives Maß, wird in den letzten Jahren mehr und mehr hervorgehoben. Bei RUTISHAUSER et al. (15a) heißt es z. B.: "Das Ventrikelvolumen steht in enger Beziehung zur Dynamik des Ventrikels und ist wichtig für die Beurteilung des Myokardzustandes. Die Korrelation des Kammervolumens zu anderen hämodynamischen Größen, wie Schlagvolumen ..., lassen den gesunden und pathologischen Kreislauf besser charakterisieren. Die EF, das heißt das Verhältnis von Schlagvolumen zu enddiastolischem Ventrikelvolumen, ist ein guter Parameter für die integrale Herzkammerfunktion."

In den letzten Jahren wurden genaue Korrelationen zwischen EF und pathologischer Herzfunktion erarbeitet (2, 8). So konnte gezeigt werden, daß die EF als diagnostischer und prognostischer Index eine hohe Aussagekraft besitzt. Oft war sie der einzige Parameter, der

zur Operationsindikation herangezogen werden konnte (22). HAMMERMEISTER et al. weisen in einer großangelegten Studie auf den langfristigen prognostischen Wert der EF - gerade auch im Hinblick auf die Überlebenszeit - vor allen anderen Parametern, wie enddiastolischem Volumen, Herzindex usw., hin. Dazu wurden Beobachtungen an weit über 800 Patienten in einem Zeitraum von acht Jahren herangezogen (6).

Die oben aufgezeigte klinische Bedeutung der EF legt es nahe, eine einfachere Methode zu finden als die herkömmliche kineangiographische Messung, die stets mit Katheterisierung verbunden ist. Ein weiteres Handicap besteht in den geometrischen Voraussetzungen, die von dem röntgenologischen Verfahren gemacht werden müssen (s. oben: Volumenbestimmung nach DODGE und SANDLER mit dem planimetrischen Verfahren (3)). Bei regionalen Asynergien der Wandbewegung, sei es etwa durch Infarktnarben oder durch Aneurysmen, entspricht die tatsächliche nicht mehr der geforderten räumlichen Form des Ventrikels. So müssen für die angiographische Bestimmung in solchen Fällen Modifizierungen der Normalformel vorgenommen werden. Die Zählrate dagegen korreliert, vollständige Vermischung von Blut und Aktivität vorausgesetzt, besser mit dem Volumen als die Fläche (21). Dazu kommt, daß röntgenologisch nur die Beurteilung der Randkontur des Herzbinnenraumes möglich ist, während nuklearmedizinisch die Information aus dem gesamten Hohlraum verwertet wird. Gleichzeitig besteht bei der angiographischen Berechnung die Beschränkung auf meist eine Herzaktion. Daraus resultiert eine schlechtere Statistik. Auch der zeitliche Aufwand für eine solche Bestimmung ist nicht unwesentlich.

Möglicherweise werden die Werte durch eine Besonderheit der röntgenologischen Methode zusätzlich verfälscht: Die Kontrastmittelinjektion führt zu einer kurzdauernden Verminderung der Ventrikelfunktion (15b).

Solche pharmakologischen Interaktionen weist der radioaktive Tracer nicht auf (4).

5.3. Zur Bestimmung der Ejektionsfraktion aus dem Durchfluß

Das Verfahren kristallisierte sich im Laufe von Untersuchungen an Patienten, die zum Hirnszintigramm eingewiesen waren, gegenüber anderen (s. unten) als das einfachste, schnellste und dabei mit großer Sicherheit verbundene, heraus, was auch bei Auswertungen durch andere, unabhängige Untersucher bestätigt wurde (s. 4.2.).

Dazu trug die Technik der Bolusinjektion bei (10, 19). Durch den kompakten und dadurch in der Lunge weniger aufgefächerten Bolus ergaben sich im linken Ventrikel gut diskriminierbare Pulsationen. Unter der Annahme der kompletten Durchmischung kann daraus die EF bestimmt werden.

Als Sicht bewährte sich LAO $30^{\circ}/15^{\circ}$. Sämtliche Herzhohlräume sind gut zu sehen und zu markieren. Wenige Versuche in RAO zeigten, daß diese Sicht die Durchführbarkeit der gewählten Injektionstechnik einschränkte. Die Kamera steht dann während der Applikation über dem rechten Arm. Bei Patienten mit schlechter Herzfunktion kommt es außerdem durch unvermeidliche Verlangsamung des Bolus eher zu Überlagerungen, die eine Kompartimenttrennung, wie sie gerade für den linken Ventrikel wichtig ist, wesentlich schwieriger machen. Im Mittelpunkt des Interesses stehen aber hauptsächlich Funktionswerte der linken Kammer, da sich in der Regel dort das pathologische Hauptgeschehen abspielt.

Der Special Mode zeigte sich bei Bolus und GSA als brauchbarer Kompromiß zwischen räumlicher Bildauflösung und Aufnahmegeschwindigkeit (24 Bilder/sec). Das Kamerafeld wurde um das 2.3fache seiner Fläche verkleinert, bzw. die Kantenlänge um den Faktor 1.5 reduziert, auf ein Feld von 25 x 25 cm. Gamma-11 ermöglicht bei einer

64 x 64 Matrix nur 12 Bilder/sec, während für eine Herzuntersuchung 20 - 25 Bilder/sec sich als nötig erwiesen haben, um eine genügende zeitliche Auflösung des Zyklus zu erreichen.

Für die Brattleaufnahmen, bei denen das Problem der schnellen Abspeicherung nicht bestand, konnte durch die Wahl der 64 x 64 Matrix das räumliche Auflösungsvermögen gesteigert werden, eine Tatsache, die sich für die Markierungsgenauigkeit gerade bei statischen Aufnahmen positiv auswirkte.

Die im Abschnitt "Methodik" erwähnten Regeln für die Markierung der enddiastolischen ROI müssen genau eingehalten werden. Anfängliche Schwierigkeiten verschwinden mit der wachsenden Erfahrung des Untersuchers nach kurzer Zeit.

Es hat sich gezeigt, daß die Ejektionsrate und die LVEF, desgleichen LVEF und RVEF, gleichsinnige Veränderungen aufweisen. Man kann diese Werte somit als diagnostische Parameter verwenden, wobei offensichtlich die RVEF stabiler bleibt als die LVEF (s. Normwerte 4.2. sowie Abb. 6 und 7).

Besonders für Patienten mit Koronarer Herzerkrankung erwies sich die Notwendigkeit einer Untersuchung mit kontrollierter Belastung am Ergometer, um eventuelle pathologische Ventrikelfunktionswerte aufzudecken. In Ruhe hatten diese Patienten, wie die Tabellen zeigen (s. Anhang), eine durchaus normale Ejektionsfraktion und Auswurfrate.

Gleichfalls ist die Feststellung von eigenen Normwerten, im Vergleich zu kineangiographischen Bestimmungen, wünschenswert, um solcherart gesicherte Werte zur Befundung einsetzen zu können. Diese Untersuchungen sollten aus einsichtigen Gründen mit möglichst wenig zeitlicher Distanz zwischen nuklearmedizinischer und röntgenologischer Messung und unter Beachtung einer eventuellen Medikation erfolgen.

5.3.1. Andere Verfahren zur Bestimmung der Ejektionsfraktion aus dem Durchfluß

Als weitere Möglichkeiten standen zur Verfügung: Die Berechnung der EF über die Minimale Transitzeit (MTT), zum anderen die sogenannte "Root Mean Square"- Technik (RMS).

5.3.1.1. Bestimmung über die MTT

Wie FEINENDEGEN (16) angibt, ist eine Berechnung der EF über die Minimale Transitzeit des betreffenden Ventrikels nach folgender Formel möglich:

$$EF = t_s/(MTT - n \times t_d)$$

Hierbei bedeutet t_s die Zeit der Systole, t_d die Zeit der Diastolendauer und n die Zahl der Herzschläge pro Transitzeit (MTT). Die MTT ist definiert als die schnellste Passagezeit eines Blutbestandteils durch das betreffende Kompartiment.

Diese Formel bestimmt also die EF, nach Abzug der Ruhezeit des Ventrikels ($n \times t_d$) von der MTT, als Verhältnis von Systolenzeit zum verbliebenen Rest, sozusagen zu dem Anteil der MTT, der die Zeit der Volumenförderung repräsentiert. Problematisch scheint, wie die MTT dem Auswurfverhalten des Ventrikels während der Systole gerecht wird, da dieses ja nicht linear ist. Weiter ist die EF ein Parameter, der eine Aussage über Volumina zu machen hat, so daß eine Messung über Kreislaufzeiten nicht erfolgen sollte. Außerdem stellen diese Kreislaufzeiten in der Berechnung der EF keine Originaldaten mehr dar, sondern sind aus bereits verschiedentlich vearbeiteten Kurven abgeleitete Werte. Die Aussagekraft bei ischämischer Herzkrankheit kann ausreichend sein (16), das Verhalten dieser Methode bei Klappenfehlern ist nicht beschrieben. Aus den vorgenannten Gründen wurde dieses Verfahren nicht gewählt.

2.3.1.2. Bestimmung mit der RMS-Technik

Als zweite Alternative stand die RMS-Technik zur Diskussion (4). Sie geht von der Voraussetzung aus, die Fluktuationen der Zählrate über dem linken Ventrikel entsprächen näherungsweise einer sinusartigen Funktion. Eine gemittelte Zeitaktivitätskurve wird durch Wegglätten der herzschlagabhängigen Schwankungen berechnet, danach werden die Abweichungen der Oszillationen von dieser gemittelten Kurve nach oben und unten bestimmt. Das Produkt aus der Quadratwurzel der mittleren Quadratsumme dieser Abweichungen und $\sqrt{2}$ stellt die Amplitude einer Sinuswelle dar. $\sqrt{2}$ x RMS multipliziert mit dem Faktor 2 ergibt das Schlagvolumen.
Nun gilt:

$$EF = \frac{EDV - ESV}{EDV} = \frac{2\sqrt{2}\,RMS}{\sqrt{2}\,RMS + a}$$

wobei a den zugehörigen Wert der untergrundkorrigierten Durchschnittskurve darstellt, der ja zum Schlagvolumen addiert werden muß, um das enddiastolische Volumen zu erhalten. Die Autoren wollten ursprünglich mit dieser Technik eine höhere statistische Sicherheit in der Bestimmung der EF erreichen. Dagegen ist einzuwenden, daß die Fluktuationen sich in Wirklichkeit nicht wie eine echte Sinusschwingung verhalten, sondern gerade bei geschädigtem Herzen von Schlag zu Schlag gewisse Änderungen in der Form zeigen, die nur mit dem Auge zu erkennen und dadurch einer individuellen Markierung zugänglich sind. Die beschriebene Berechnungsart hat sicher gewisse Anwendungsmöglichkeiten, kann aber nicht so universell eingesetzt werden wie die in der vorliegenden Arbeit gewählte.

5.4. Verfahren zur Untergrundkorrektur

Die Notwendigkeit der Untergrundsubtraktion läßt sich an den Werten der EF erkennen. Diese würden ohne Elimination der Streustrahlung aus dem das Herz umgebenden Gewebe und den großen Gefäßen Beträge aufweisen, die ungefähr um 20 - 40 % zu niedrig wären. Die BG-Strahlung wirkt sich vor allem im Nenner der Berechnungsformel aus.

VAN DYKE (21) schlug dazu ein Verfahren vor, in dem er eine Ringregion um den linken Ventrikel in Enddiastole setzt. Die niedrigsten Counts der Zeitaktivitätskurve aus dieser Region sollen den UG charakterisieren. Allerdings mußte die Breite des Rings durch Versuch und Irrtum gefunden werden. Benachbarte Hohlräume werden auch miterfasst. Aus den obengenannten Counts wird eine Basislinie gebildet, die die Zeitaktivitätskurve des linken Ventrikels in deren tiefstem Punkt vor der Rezirkulation, nach dem Gipfel der Kurve, schneidet. Diese Bedingung für die richtige Basislinie wurde in Vergleichen mit den röntgenologischen Daten ausgearbeitet. So werden entsprechend der Basislinie die Countzahlen der linksventrikulären Zeitaktivitätskurve korrigiert.

Die in der vorliegenden Arbeit vorgeschlagene Methode geht von der Annahme aus, daß die gewählte ROI für den Untergrund repräsentativ ist, weiter, daß dieser UG in der interessierenden Phase, während des Durchflusses durch das linke Herz, relativ stabil bleibt. Der Benutzer kann über das BG-Programm (BACK1.BAS) den entscheidenden Abschnitt aus der UG-Kurve wählen; dieser Teil erwies sich als hinreichend konstant. Das sichere Suchprogramm für die niedrigsten Werte der Zeitaktivitätskurve aus der UG-Region sorgt für eine gute Statistik des Betrages, der als BG subtrahiert wird. Insgesamt hat sich diese Methode bewährt und die UG-Korrektur von subjektiven Momenten soweit wie möglich freigehalten.

Das Verfahren nach VAN DYKE schien vor allem auf Grund der Ringregion nicht in der dort vorgeschlagenen Form praktikabel und zu sehr vom Benutzer abhängig. Außerdem wird mit der Erzeugung einer Basislinie der BG, der ebenfalls nur durch statistische Ereignisse gebildet wird, zwar individueller dem Kurvenverlauf entsprechend abgezogen, aber es erschien plausibler, einen Mittelwert aus sämtlichen Minima im ausgewählten Bereich der BG-Kurve abzuziehen, da ja die korrigierten Kurven nur in einem Bereich um den Peak interessieren, für den der BG in der Regel hinreichend stabil sein dürfte (s. Abb. 9).

5.5. Ejektionsfraktion aus statischen Bildern, GSA-Studien und Repräsentativem Zyklus

Bei der Hufeisenkorrektur waren die gleichen Regeln zu beachten wie für die ROI-Setzung der BG-Korrektur dynamischer Kurven.

Die interpolative BG-Subtraktion erzeugt auf Grund ihrer Arbeitsweise in den BG-Matrizen gewisse Artefakte durch die Interpolation in x und y Richtung (s. Abb.13), welche nicht zum Hintergrund gehören. Dies könnte darüber hinaus mit einer nicht völlig homogenen UG-Strahlung zusammenhängen, da auch bei statischen Bildern die abzubildende Wirklichkeit durch Volumenverschiebungsvorgänge nicht völlig die geforderte Homogenität besitzt. Ursprünglich wurde diese BG-Berechnung für ^{201}Tl-Studien entwickelt, ein Isotop, das im Gewebe festgehalten wird und so eine noch gleichmäßigere UG-Streuung hat. Der dadurch erzeugte Fehler kann aber nicht groß sein, ließen sich doch, wie im Abschnitt "Ergebnisse" gezeigt, gute Werte und Korrelationen erreichen. Bei Kontrollen durch mehrmalige Korrektur mit der diastolisch-systolischen Differenzmethode und interpolativer BG-Subtraktion blieben die Werte stabil, d. h., sie zeigten keinen Trend. Im Vergleich zu den EF-

Werten aus dem Durchfluß hat diese interpolative UG-Subtraktion - gegenüber der Hufeisen-ROI - für Pool-Bilder bei korrekter Regionsetzung sogar gewisse Vorteile. Denn in unbehandelten Bildern aus dem Gleichgewicht ist es nicht immer ganz einfach, ROIs für Systole, Diastole und Hufeisen zu setzen, da der Ventrikel sich nicht so klar aus der Umgebungsstrahlung abhebt wie im Durchfluß. Daher sind auch die überkorrigierten Werte zu erklären. Eine gewisse Sichtbarkeit ist auch durch Schwellensetzung mit dem B-Gamma-System zu erreichen. Aus den Vergleichen mit dem Repräsentativen Zyklus, in dem Summationsbilder aus der First-Tracer-Passage entstehen, ist dies deutlich abzulesen. Hier ist der BG relativ inhomogen und auf der anderen Seite die sichelförmige ROI leichter zu setzen. Die Summationsbilder des Repräsentativen Zyklus sind durchaus geeignet, um eine Bestimmung der EF mit Hilfe des systolisch-diastolischen Differenzverfahrens zur BG-Subtraktion vorzunehmen.

Als günstige ROI für die interpolative BG-Subtraktion hat sich in LAO ein möglichst eng um den linken Ventrikel gesetztes Rechteck erwiesen. Bei zu großen Rechteckregions ergibt sich eine Überkorrektur. Aus dem rechten Ventrikel kann in LAO keine EF bestimmt werden, da er zu wenig als klare Struktur aus dem UG und der Überlagerung mit den großen Gefäßen hervortritt, im Gegensatz zur Erstaktivitätspassage.

Am vorteilhaftesten läßt sich demnach die EF in LAO aus Brattlebildern ermitteln. Hier kommt die feinere 64 x 64 Matrix zum Tragen. Bei GSA-Bildern wird mit der scharfen Markierung der Rechteckregion oft ein im Vergleich zu Brattlebildern - auf Grund der gröberen Rasterung - unklares Bild erzeugt, welches die Markierung zwar nicht unmöglich, aber doch schwerer macht, wie die Korrelation deutlich zeigt.(s. Abb. 19).

Bei den gleichermaßen behandelten RAO-Bildern sind die Ventrikel nur in Überlagerung sichtbar. Die Exkursionen der Kammern lassen sich in dieser Sicht gut darstellen. Für die Rechteck-ROI des interpolativen BG ergibt sich, durch die Projektion bedingt, unvermeidbar eine Einbeziehung des Randes der Atrien und des Aortenbeginns (s. Abb. 15). Man sollte deshalb soviel wie möglich von den genannten anatomischen Strukturen ausschließen und die ROI so eng setzen, wie für die Erkennbarkeit der resultierenden Bilder zuträglich ist. Solche Überschneidungen hängen zum Teil auch von der individuellen Lage des Herzens ab.

Wie in den Ergebnissen gezeigt, korreliert die EF der interpolativ korrigierten GSA-Bilder in RAO mit der RVEF befriedigend und noch besser mit der LVEF. Dies ist mit der Tatsache erklärt, daß die EF in RAO kaum größer sein kann als die LVEF im Durchfluß, da die reinen Verhältnisse der Counts zueinander durch die Lageänderung wenig anders werden dürften. Darüber hinaus ist die räumliche Auslenkung der Ventrikel in RAO maximal. Hier kommt den EF-Werten nur noch eine bessere zeitliche Diskriminierung der Bilder zustatten. Im GSA resultiert aus den Aufnahmeparametern (30 Bilder/Zyklus= 20 - 30 msec/Bild) im Vergleich zum Brattle Gate (50 msec/Bild) eine um ca. 50 % kürzere Bilddauer, d. h., das zeitliche Auflösungsvermögen ist entsprechend erhöht. So erscheint es trotz der gröberen Rasterung der GSA-Matrix besser, die RAO-EF-Werte aus interpolativ korrigierten GSA-Studien zu nehmen, da die räumliche Exkursion und damit die Countratenänderung pro Zeiteinheit in der systolischen, bzw. diastolischen ROI größer ist als in LAO und damit dieses erhöhte Zeitauflösungsvermögen erfordert.

In LAO sind die Exkursionen - projektionsbedingt - bei weitem nicht so stark, d. h., während der Öffnungszeit der Kamera durch das Brattle Gate findet durch die

geringere Countratenänderung pro Zeit (dCts/dt) über einem Matrixpunkt eine geringere zeitliche Verwischung in dieser Zeit statt. Daher ist für diesen Fall ein besseres räumliches Auflösungsvermögen von Vorteil für die exakte Bestimmung der Ventrikelgrenzen in Endsystole und Enddiastole, im Gegensatz zum GSA-Bild.

Schwierigkeiten traten - aus der Methode erklärlich - bei der Akquisition von GSA-Studien an Patienten mit einer Arrhythmie auf. Dabei blieb meist ein wiederholter Aufnahmeversuch nicht erspart, der dann in der Regel, bei anderer Wahl des Gateintervalls, eine ausreichende Zahl von Zyklen ergab. Eine neueste Gamma-11-Version läßt über getriggerte "List-Mode"-Studien eine nachträgliche Auswahl geeigneter EKG-Zyklen zu. Diese Technik konnte allerdings in der vorliegenden Arbeit nicht mehr berücksichtigt werden.

Die Sichten haben sich in LAO und RAO bewährt. LFR (Left Frontal Right) wurde verlassen, da diese Überlagerung der Herzhöhlen keine besondere Information bietet.

Zusammenfassend zeigt sich, daß in LAO die EF am besten aus Brattlebildern, die interpolativ BG-korrigiert sind, errechnet wird. Außerdem sind Bestimmungen aus dem GSA auf diese Weise ebenfalls möglich. Für RAO scheint es empfehlenswert, die Bestimmung aus interpolativ korrigierten GSA-Bildern vorzunehmen. So hat man gute Möglichkeiten zur Patientenüberwachung während eines Zeitraumes von mehreren Stunden.

Auch für diese Methode wären Normwerte zur Diagnoseabsicherung vorteilhaft, zusammen mit einer röntgenologischen Validierung der Werte.

5.6. Lokale Ejektionsfraktion

Auch für die lokale Ejektionfraktion wurde der interpolative BG verwendet. Strukturen, die durch dieses Verfahren entstehen, können eventuell feinere Informationen verwischen, aber für die Gesamtbeurteilung ist sicher der Nutzen ungleich höher als die etwaige Verfälschung.

Wie in den "Ergebnissen" gezeigt, kann die lokale EF durchaus eine wichtige Zusatzinformation über die räumliche Verteilung der Hauptauswurfleistung liefern. Sie leistet als Methode wohl insgesamt nicht so viel wie die mathematisch komplexere Bereichsidentifizierung (20), ist aber als wesentlich schneller zu erhaltende und einfach zu berechnende Information unter Gegenüberstellung der jeweiligen Funktionswerte sicher aussagekräftig (s. auch die Vergleichsbilder unter 4.5.).

5.7. Mittlere zirkumferentielle Faserverkürzungsgeschwindigkeit

Im Vergleich zum röntgenologischen Vorgehen wird hier durch die Konvertierung einer Fläche in ein Längenmaß, d. h. bei Verwendung der Quadratwurzel der Counts, mit einer Annäherung gearbeitet.

Die so berechnete FVG ergab in Gegenüberstellung von LVEF und FVG, und ER und FVG, hohe Korrelationen (s.Abb. 33 und 34). Dies bedeutet, jeder Patient mit erniedrigter LVEF bzw. ER wies eine erniedrigte FVG auf. Dieser Zusammenhang könnte aber bei Patienten, deren Ventrikelwand lokal unterschiedlich beweglich ist und bei denen diese Zone genau in die Halbachsenregion fällt, nicht in dem Maße gelten, wie es obengenannte Korrelation wiedergibt. So könnte eine normale EF bei verminderter FVG, und umgekehrt, denkbar sein.

Hiermit erweist sich auch die nuklearmedizinisch bestimmte FVG als ein gut geeigneter Parameter, der zur weiteren Charakterisierung der Ventrikelfunktion beiträgt und weniger umständlich zu ermitteln ist als über das Angiogramm.

Ein direkter Vergleich zur röntgenologischen Bestimmung wurde nicht durchgeführt, ist aber zur Gewinnung von eigenen Normwerten auch hier von Interesse.

6. Zusammenfassung

Es wurden einfache und praktische Methoden erarbeitet, um die Ejektionsfraktion als wichtigen prognostischen und diagnostischen Index für die Kardiologie, aus Durchfluß- und Steady-State-Studien sicher und schnell zu gewinnen. Ebenfalls wurden die jeweils entsprechenden Methoden zur UG-Korrektur entwickelt. Besonders zuverlässig erscheint im Moment die Bestimmung der EF aus der Erstaktivitätspassage, sowie Brattlebildern in LAO, wobei sich die zugehörenden UG-Korrekturverfahren - die diastolisch-systolische Differenzmethode für die Erstaktivitätspassage, die interpolative BG-Subtraktion für Studien aus der Gleichverteilungsphase - als dem Problem angemessen herausstellten. Die mittlere zirkumferentielle Faserverkürzungsgeschwindigkeit erwies sich, zusammen mit den anderen hier vorgestellten Werten wie Ejektionsfraktion, Ejektionszeit und Ejektionsrate, als ein geeigneter zusätzlicher Parameter zur Beurteilung der Myokardmotilität. Geringe Strahlenbelastung und atraumatische Untersuchungstechnik sind weitere positive Punkte. Dabei konnte die Herzdiagnostik für das Nuklearmedizinische Institut der Universität Tübingen mit der vorhandenen technischen Ausrüstung eingeführt werden.

7. Ausblick

Für die eben vorgestellten Werte sollte noch eine statistische Absicherung mit großen Patientenzahlen vorgenommen werden, bei der auch eine eigene Berechnung von Normwerten erfolgen könnte, im Vergleich zur röntgenologischen Bestimmung. Für die lokale EF wäre unter Umständen eine Gegenüberstellung des ^{201}Tl-Szintigramms eine wertvolle diagnostische Bereicherung. Da die Methoden schnell und universell einsetzbar sind, stünde einer Anwendung bei der Überwachung von Notfällen mit einer fahrbaren Gammakamera nichts im Wege und könnte eine nicht zu unterschätzende Hilfestellung in der Kardiologie für die Beobachtung frischer Myokardinfarkte in den ersten Stunden nach dem Ereignis sein. Auch Operationsindikationen könnten, wie oben zitiert, das Ergebnis einer fortgeführten Arbeit mit der nun eingeführten Herzdiagnostik sein. Ähnliche Verfahren werden in den USA bereits als Screeningtests benutzt. Es wäre darüberhinaus möglich, weitere Anwendungsgebiete in der Rehabilitationsüberwachung oder zur Prüfung der Wirksamkeit von Medikamenten zum Nutzen der Patienten zu erschließen.

A N H A N G

Tabelle 1

Bolus in LAO

Werte für den linken Ventrikel

	EF	s	ET	s	ER	s	LKG	FVG	s
1 H.B.	73	7.7	0.40	0.12	197	59.8	75	2.27	0.22
2 E.H.	37	2.0	0.35	0.13	115	35.7	35	1.16	0.17
3 P.W.	51	9.9	0.28	0.06	190	48.2		1.51	0.15
4 W.F.	24	3.5	0.32	0.08	79	29.1		0.88	0.25
5 K.G.	58	4.8	0.32	0.03	181	27.1		1.53	0.45
6 W.R.	73	1.4	0.42	0.16	174	42.8		1.82	0.51
7 H.G.	51	5.0	0.23	0.03	227	49.5		1.74	0.34
8 L.H.	63	9.4	0.23	0.05	202	85.6		1.78	0.01

Werte für den rechten Ventrikel

	EF	s	ET	s	ER	s
1 H.B.	42	10.6	0.26	0.01	159	33.7
2 E.H.	42	2.0	0.46	0.04	92	7.6
3 P.W.	45	4.2	0.33	0.06	138	16.5
4 W.F.	33	2.0	0.29	0.18	142	93.2
5 K.G.	42	8.5	0.42	0.07	102	29.7
6 W.R.	55	5.7	0.31	0.03	175	2.0
7 H.G.	45	4.1	0.35	0.06	130	14.1
8 L.H.	50	2.0	0.21	0.00	239	9.9

EF = Ejektionsfraktion in %
ET = Ejektionszeit in sec
ER = Ejektionsrate in 1/sec

LKG = Ejektionsfraktion aus dem Lävokardiogramm in %
FVG = Faserverkürzungsgeschwindigkeit in Zirkumferenzen/sec

s - Standardabweichung

Tabelle 2

EF aus GSA und statischen Studien

LAO

	GSA		BRATTLE		REPR.ZYKL.	
	1	2	1	2	1	2
1 H.B.	83	75	72	72	74	78
2 E.H.	54	64	36	76	48	44
3 P.W.	57	60	53	66	67	53
4 W.F.	16	28	19	38	29	27
5 K.G.	59	62	64	74	58	66
6 W.R.	67	55	68	52	50	66
7 H.G.	39	49	45	46	49	43
8 L.H.	67	58	+	+	63	58

RAO

	GSA		BRATTLE	
	1	2	1	2
1 H.B.	80	57	76	59
2 E.H.	50	60	65	61
3 P.W.	56	57	76	61
4 W.F.	35	37	37	39
5 K.G.	51	72	75	77
6 W.R.	73	55	77	55
7 H.G.	47	41	38	42
8 L.H.	65	52	50	58

EF = Ejektionsfraktion in %

1 = EF-Werte aus interpolativ untergrundkorrigierten Bildern

2 = EF-Werte mit Hilfe diastolisch-systolischer Differenzmethode UG-korrigiert

\+ = Diese Werte konnten auf Grund eines technischen Versehens nicht bestimmt werden.

Literaturverzeichnis

1. ASHBURN, W. L., SCHELBERT, H. R., VERBA, J. W., HENNING, H.: Non-Traumatic Evaluation of Left Ventricular Ejection Fraction by Radionuclide Angiography: Analysis Based on the First Nuclear Pass, Herz 2, 204 - 207 (1977).

2. COHN, P. F., GORLIN, R., COHN, L. H., COLLINS, J. J.: Left ventricular EF as a prognostic quick in surgical treatment of coronary and valvular heart disease, Am J Cardiol 34, 136 (1974).

3. DODGE, H. T., SANDLER, H., BALLEW, D. W.: The Use of Biplane Angiocardiography for Measurement of Left Ventricular Volume in Man, Am Heart J 60, 762 - 776 (1960).

4. FEINE, U.: Nuklearmedizinische Untersuchungsmethoden bei Herzerkrankungen. in: FROMMHOLD, W. (Hrsg.): Erkrankungen des Herzmuskels, Stuttgart: Thieme 1976.

5. GORIS, M. L., DASPIT, S. G., McLAUGHLIN, P., KRISS, J. P.: Interpolative Background Subtraction, J Nucl Med 17, 744 - 747 (1976).

6. HAMMERMEISTER, K. E., KENNEDY, I. W., FISHER, L., DODGE, H. T.: Prognostic value of EF in patients with valvular heart disease, Circulation 51-52 Suppl. II, 31 (1975).

7. KARLINER, J. S., GAULT, J. H., ECKBERG, D.: Mean Velocity of Fiber Shortening. A Simplified Measure of Left Ventricular Myocardial Contractility, Circulation 44, 323 - 333 (1971).

8. KAY, J.H., REDINGTON, J. V., MENDEZ, A. M., ZUBIATE, P., DUNNE, E. F.: Coronary artery surgery for the patient with impaired left ventricular function,
Circulation 46 Suppl. II, 49 (1972).

9. LANGE, D., HERMANN, H. J.: Zur Bedeutung der Korrekturen von Gammakamerabildern bei hohen Präparatstärken,
Nuc-Compact 7, 113 - 116 (1976).

10. MAHLSTEDT, J., SCHMIDT, U., JOSEPH, K.: Eine einfache Injektionstechnik zur Erzielung eines kurzen Radioaktivitätsbolus mit nicht invasiven Mitteln,
Nuc-Compact 7, 34 - 38 (1976).

11. NOWOTNY, R.: Untersuchungen über die Variation der Nachweiswahrscheinlichkeit von Gamma-Kameras, Vortrag Nr. 2 auf der 12. Jahrestagung der Dt. Ges. f. Biomed. Technik e. V. vom 31. 5.- [illegible] 1976,
in: Biomedizinische Technik 22 Suppl.

12. PETERSON, K. L., SKLOVEN, D., LUDBROOK, P.: Comparison of Isovolumic and Ejection Phase. Indices of Myocardial Performance in Man,
Circulation 49, 1088 - 1101 (1974).

13. RAPAPORT, E., WONG, M., FERGUSON, R. E., BERNSTEIN, P., WIEGAND, B. D.: Right ventricular volumes in patients with and without heart failure,
Circulation 31, 531 (1965).

14. ROSS, J. jr., PETERSON, K. L.: Cardiac Catheterization and Angiography.
in: THORN, G. W., ADAMS, D. R., BRAUNWALD, E., ISSELBACHER, K. J., PETERSDORF, R. G.: Harrison's Principles of Internal Medicine, Eight Edition, Tokyo: McGraw-Hill, Kogakusha LTD. 1977

15. RUTISHAUSER, W., KRAYENBÜHL, H. P., WIRZ, P.: Herz. in: SIEGENTHALER, W.: Klinische Pathophysiologie, 3. Aufl., Stuttgart: Thieme 1976
a) S. 547 b) S. 555

16. SCHICHA, H., SIGWART, U., LÖSSE, B., BECKER, V., BOTH, H., VYSKA, K., GLEICHMANN, U., LOOGEN, F., FEINENDEGEN, L. E.: Minimal Cardiac Transit Times in Ischemic Heart Disease, Nuc-Compact 7, 145 - 149 (1976).

17. SCHNEIDER, P., OBERHAUSEN, E., FLÖTHNER, R.: Funktionsszintigraphie des rechten Herzens, Nuclear Medizin 14, 1 - 11 (1975).

18. STEELE, P., LeFREE, M., KIRCH, D.: Measurement of Left Ventricular Mean Circumferential Fiber Shortening Velocity and Systolic Ejection Rate by Computerized Radionuclide Angiocardiography, Am J Cardiol 37, 388 - 393 (1976).

19. STOLL, K.-P.: Herzfunktionsdiagnostik - Erstellung eines Untersuchungsgangs und Auswertung von Herzfunktionskurven aus der Erstaktivitätspassage, Dissertation, Tübingen, in Vorbereitung.

20. VAN ACKEREN, R.: Herzfunktionsdiagnostik - Regionale Wandbeweglichkeit und Bereichsidentifizierung, Dissertation, Tübingen, in Vorbereitung.

21. VAN DYKE, D., ANGER, H. O., SULLIVAN, R. W., VETTER, W. R., YANO, Y. and PARKER, H. G.: Cardiac Evaluation From Radioisotope Dynamics, J Nucl Med 13, 585 - 592 (1972).

22. WATSON, L. E., DICKHAUS, D. W., MARTIN, H. R.:
Left ventricular aneurysm preoperative hemodynamics, chambervolume, and results of aneurysectomy,
Circulation 52, 868 - 873 (1975).

23. WILCKEN, D. E.: Load, work, and velocity of muscle shortening of the left ventricle in normal and abnormal human hearts,
J Clin Invest 44, 1295 (1965).

24. ZUM WINKEL, K.: Nuklearmedizin.
Berlin, Heidelberg, New York: Springer 1975.

```
EFRAC       BASIC V01B-02

2000 REM EFRAC
2005 CALL "GSAK"(C,X)\CALL "GDIS"(8)
2010 PRINT "MARKIERE LINKE UND RECHTE GRENZE"
2015 CALL "GSVG"(54,Y5)\CALL "GSVG"(55,Z)\LET K3=Z/Y5
2020 CALL "GPKX"(L)\CALL "GPKX"(R)
2025 L4=R-L+1
2030 FOR I=L TO R
2035 CALL "GCVG"(8,I,V(I))
2036 NEXT I
2037 CALL "GSVP"(7,128)\CALL "GSVP"(130,12)
2038 FOR I=1 TO 12
2039 LET K=131+(I-1)*4
2040 FOR J=0 TO 3\CALL "GSVP"(K+J,1)
2041 NEXT J\NEXT I
2045 FOR I=1 TO L4
2050 CALL "GCVP"(10,I,V(I+L-1))
2051 NEXT I
2055 CALL "GSVG"(45,N)\CALL "GSVG"(51,X)
2060 CALL "GSVP"(45,L4)\CALL "GSVP"(51,L4)
2065 CALL "GDIS"(10)
2070 REM GESPREIZTE KURVE HAT DIE NUMMER 10
2075 PRINT "WIEVIELE ZYKLEN?"\INPUT C2
2080 PRINT "MARKIERE NACHEINANDER ZUSAMMENGEHOERIGE MAX. UND MIN."
2081 REM
2085 FOR I=1 TO C2
2090 CALL "GPKX"(L1)
2095 CALL "GCVG"(10,L1,M1)
2100 CALL "GPKX"(L2)
2105 CALL "GCVG"(10,L2,M2)
2106 REM
2110 LET W(I)=1-M2/M1
2115 LET T(I)=(L2-L1)*K3
2120 LET S1(I)=1/T(I)-M2/M1/T(I)
2125 NEXT I
2130 CALL "GSVP"(45,N)\CALL "GSVP"(51,X)
2135 LET S1=0\LET T=0\LET M=0
2140 FOR I=1 TO C2
2145 REM
2150 LET S1=S1(I)+S1\T=T(I)+T\M=W(I)+M
2155 NEXT I
2160 LET M7=M/C2\T=T/C2\S1=S1/C2
2165 REM
2170 CALL "GSAW"(C)
2175 PRINT "WOLLEN SIE NEU MARKIEREN?JA=1,NEIN=2"\INPUT F3
2180 IF F3=1GO TO 2005
2185 PRINT "WOLLEN SIE EINEN AUSDRUCK?JA=1 ,NEIN=2"\INPUT F4
2190 IF F4=1GO TO 1537
2195 GO TO 610
2200 REM
2205 REM
2210 REM
```

```
BACK1      BASIC V01B-02

2000 CALL *GSAR*(C,X)
2005 CALL *GSVG*(45,N)
2010 CALL *GSVG*(192,N(6))\CALL *GSVG*(194,N(8))\CALL *GSVG*(195,N(9))
2015 CALL *GSVG*(191,N(5))
2020 CALL *GSVG*(193,N(7))
2025 CALL *GDIS*(9)
2030 PRINT *MARKIERE LINKE UND RECHTE GRENZE DES KORREKTURBEREICHS*
2035 CALL *GPKX*(L)
2036 REM
2037 REM
2038 REM
2039 REM
2040 CALL *GPKX*(R)
2041 REM
2045 CALL *GSVG*(54,F2)
2050 LET F1=INT((F2*60)/T7)
2051 REM F1= ZAHL DER  BILDER PRO ZYKLUS
2055 LET T2=0\LET J2=L-(F1/2)\LET M2=0
2056 REM SUCHE NACH DEM MINIMUM
2060 FOR I=L TO R
2065 IF I<=J2+(F1/2) THEN 2130
2070 CALL *GCVG*(9,I,P1)\J1=I
2071 REM SUCHE INNERHALB EINES ZYKLUS NACH DEM VORLAEUFIGEN MINIMUM
2075 FOR J=I TO I+(F1-1)
2080 CALL *GCVG*(9,J,P2)
2081 REM
2085 IF P1<=P2 THEN 2090 \P1=P2\J1=J
2090 NEXT J
2095 J2=J1
2096 REM SUCHE NACH DEM ECHTEN MINIMUMINNERHALB EINES ZYKLUS UM DAS VORL
AEUFIGE MINIMUM HERUM
2100 FOR J=J1-(F1/2) TO J1+(F1/2)
2105 CALL *GCVG*(9,J,M1)
2106 REM
2110 IF P1<=M1 THEN 2115 \P1=M1\LET J2=J
2115 NEXT J
2120 LET M2=M2+P1
2125 LET T2=T2+1
2130 NEXT I
2135 REM MITTELWERT DER MINIMA=M3
2140 M3=M2/T2
2141 REM KORREKTURFAKTOR PRO ZELLE
2145 M9=M3/N(9)
2150 FOR I=5 TO 8
2155 REM
2156 REM GESAMTUNTERGRUND PRO REGION
2160 LET K(I)=N(I)*M9
2165 FOR J=0 TO N
2170 CALL *GCVG*(I,J,Z(J))
2175 LET Z(J)=Z(J)-K(I)
2180 IF Z(J)>=0 THEN 2190
2185 LET Z(J)=0
2190 CALL *GCVP*(I,J,Z(J))
2195 NEXT J
2200 NEXT I
2205 CALL *GSAW*(C)
2210 GO TO 355
```

```
ESTAT       BASIC V01B-02

 20 DIM F1$(10)
 2005 REM REGION UEBER BACKGROUNDKORRIGIERTE SYSTOLE UND DIASTOLE
 2010 PRINT "FUER WIEVIELE BILDERPAARE ?"\INPUT N
 2015 PRINT "GIB NACHEINANDER ALLE SA MIT SYSTOLEN AN!"
 2020 FOR I=1 TO N\INPUT M(I)\NEXT I
 2025 PRINT "DIASTOLISCHE SA IN GLEICHER REIHENFOLGE!"
 2035 FOR I=1 TO N\INPUT D(I)\NEXT I
 2040 FOR I=1 TO N
 2045 CALL "GSAR"(M(I),X)
 2046 CALL "GSAG"(3,F1$(I))
 2050 CALL "GSVG"(203,C9)
 2060 CALL "GSAR"(D(I),X)
 2065 CALL "GSVG"(202,D9)
 2075 LET E(I)=INT(.5+(D9-C9)/D9*100)
 2080 NEXT I
 2085 CALL "GSAK"(M(1),X)
 2090 CALL "GSAG"(1,G$)
 2096 PRINT "PAPIER AUF NEUE SEITE;RETURN TIPPEN"\INPUT X$
 2100 PRINT G$\PRINT \PRINT
 2105 FOR I=1 TO N\PRINT "VIEW     ",F1$(I)
 2110 PRINT \PRINT "EJECTION FRACTION:",E(I);"%"
 2115 PRINT \PRINT \NEXT I
 2116 CALL "GAM"("CA")
 2120 END



BS3         BASIC V01B-02

960 REM INTERPOLATED BACKGROUND SUBTRACTION
970 DIM M(64,64)\DIM B1(32,32)\DIM B2(32,32)
980 PRINT "AUF WELCHER SA STEHT DIE ROI?"\INPUT D
990 CALL "GSAR"(D,X)
995 CALL "GSVG"(33,Z)\Z=128/Z\REM CONVERSION FOR ROI-BOUNDS Z
1000 CALL "GSVG"(132,Y1)\CALL "GSVG"(131,X1)
1010 CALL "GSVG"(133,X2)\CALL "GSVG"(134,Y2)
1011 X2=(X2+1)/Z\Y2=(Y2+1)/Z\X1=X1/Z+1\Y1=Y1/Z+1
1020 FOR Y=Y1 TO Y2\CALL "GMXG"(Y,X1,M(Y,X1))\CALL "GMXG"(Y,X2,M(Y,X2))
1030 NEXT Y
1040 FOR X=X1 TO X2\CALL "GMXG"(Y1,X,M(Y1,X))\CALL "GMXG"(Y2,X,M(Y2,X))
1050 NEXT X
1060 FOR Y=Y1+1 TO Y2-1
1070 FOR X=X1+1 TO X2-1
1080 B1=M(Y1,X)+(M(Y2,X)-M(Y1,X))*(Y-Y1)/(Y2-Y1)
1090 B2=M(Y,X1)+(M(Y,X2)-M(Y,X1))*(X-X1)/(X2-X1)
1100 M(Y,X)=(B1+B2)/2
1110 NEXT X\NEXT Y
1290 FOR Y=Y1+1 TO Y2-1
1300 FOR X=X1+1 TO X2-1
1310 CALL "GMXP"(Y,X,M(Y,X))
1320 NEXT X\NEXT Y
1330'CALL "GSAW"(D)
1335 CALL "GAM"("CA")
1340 END
```

```
EBRA        BASIC V01B-02

10 PRINT "EBRA.BAS VOM 30-APR-78"
20 DIM F1$(10)\DIM G$(10)
2005 REM REIHENFOLGE DER ROIS:1DIAST;2SYST;3HUFEISEN
2010 PRINT "FUER WIEVIELE BILDERPAARE ?"\INPUT N
2015 PRINT "GIB NACHEINANDER ALLE SA MIT SYSTOLEN AN!"
2020 FOR I=1 TO N\INPUT M(I)\NEXT I
2025 PRINT "DIASTOLISCHE SA IN GLEICHER REIHENFOLGE!"
2035 FOR I=1 TO N\INPUT O(I)\NEXT I
2040 FOR I=1 TO N
2045 CALL "GSAR"(M(I),X)
2046 CALL "GSAG"(3,F1$(I))
2047 CALL "GSAG"(1,G$)
2050 FOR J=1 TO 3\CALL "GSVG"(186+J,Z(J))
2051 CALL "GSVG"(201+J,C(J))\NEXT J
2060 CALL "GSAR"(O(1),X)
2065 CALL "GSVG"(202,C(1))
2070 D=C(1)-Z(1)*C(3)/Z(3)
2071 S=C(2)-Z(2)*C(3)/Z(3)
2075 LET E(I)=INT(.5+(D-S)/D*100)
2076 U1(I)=INT(.5+(C(3)/Z(3))/(C(1)/Z(1))*100)
2077 U2(I)=INT(.5+(C(3)/Z(3))/(C(2)/Z(2))*100)
2080 NEXT I
2096 PRINT "PAPIER AUF NEUE SEITE;RETURN TIPPEN"\INPUT X$
2100 PRINT G$\PRINT \PRINT
2105 FOR I=1 TO N\PRINT "VIEW    ",F1$(I)
2110 PRINT \PRINT "EJECTION FRACTION:",E(I);"%"
2111 PRINT "UNTERGRUND"
2112 PRINT U1(I);"% DER UNSUBTRAH.DIAST."
2113 PRINT U2(I);"% DER UNSUBTRAH.SYST."
2115 PRINT \PRINT \NEXT I
2116 CALL "GAM"("CA")
2120 END
```

```
FISH        BASIC V018-02

990 DIM V(512)\DIM X(512)\DIM U(512)
995 DIM Z(512)\DIM K(512)
1000 REM PROGRAM FOR CALCULATING VENTRICULAR MEAN CIRCUMFERENTIAL FIBERS
HORTENING VELOCITY
1010 PRINT "FISH.BAS V. 8.5.78"
1020 REM ROI:MINOR AXIS OF LEFT VENTRICLE
1030 REM BY BISECTING LONG AXIS AT ENDDIASTOLE
1040 PRINT "KURVE AUF WELCHER SA?"\INPUT A
1041 PRINT "BG-KORREKTUR?JA=1,NEIN=2"\INPUT A6
1042 IF A6=2GO TO 1050
1044 OVERLAY "BACK2"
1046 GO TO 2000
1050 CALL "GSAR"(A,X)\CALL "GDIS"(1)
1055 LET U1=0
1060 PRINT "MARKIERE LINKE UND RECHTE GRENZE"
1070 CALL "GSVG"(54,A1)\CALL "GSVG"(55,A2)\A3=A2/A1
1080 CALL "GPKX"(L)\CALL "GPKX"(R)
1090 LET L3=R-L+1
1100 FOR I=L TO R
1110 CALL "GCVG"(1,I,V(I))
1120 NEXT I
1130 CALL "GSVP"(7,128)\CALL "GSVP"(130,10)
1140 FOR I=1 TO 10
1150 LET K=131+(I-1)*4
1160 FOR J=0 TO 3
1170 CALL "GSVP"(K+J,1)
1180 NEXT J\NEXT I
1190 FOR I=1 TO L3
1200 CALL "GCVP"(10,I,V(I+L-1))
1210 NEXT I
1212 CALL "GSVG"(45,N)\CALL "GSVG"(51,X)
1214 CALL "GSVP"(45,L3)\CALL "GSVP"(51,L3)
1216 CALL "GDIS"(10)
1220 PRINT "WIEVIELE ZYKLEN"\INPUT A4
1230 PRINT "MARKIERE NACHEINANDER ZUGEHOERIGE MAX.UND MIN."
1240 FOR I=1 TO A4
1250 CALL "GPKX"(L1)
1260 CALL "GCVG"(10,L1,M7)
1270 CALL "GPKX"(L2)
1280 CALL "GCVG"(10,L2,M8)
1290 LET T(I)=(L2-L1)*A3
1300 LET U(I)=INT(100*(SQR(M7)-SQR(M8))/T(I)*(1/SQR(M7)))
1301 LET U(I)=U(I)/100
1320 LET U1=U(I)+U1
1330 NEXT I
1340 LET U2=INT(100*(U1/A4))/100
1345 PRINT "FILENAME DER STUDIE?"\INPUT A$
1350 CALL "GPFR"(A$)\CALL "GPAR"(1,A5$)
1360 PRINT "PAPIER AUF NEUE SEITE,RETURN TIPPEN"\INPUT X$
1370 PRINT "PATIENT:";A5$
1380 PRINT "VENTR.MEAN CIRCUMFERENT.FIBERSHORTEN. VELOCITY"
1390 FOR I=1 TO A4
1400 PRINT U(I)
1410 NEXT I
1420 PRINT "MITTELWERT:";U2
1425 CALL "GSVP"(45,N)\CALL "GSVP"(51,X)
1430 CALL "GSAW"(A)
1433 PRINT "WOLLEN SIE NOCHMALS MARKIEREN?JA=1,NEIN=2"\INPUT A7
1434 IF A7=1GO TO 1040
1440 END
```

Herrn Professor Dr. Feine möchte ich meinen herzlichen Dank aussprechen für die Überlassung des aktuellen Themas, die Möglichkeit zu selbständigem wissenschaftlichen Arbeiten und seine freundliche Hilfe bei allen anstehenden Fragen.

Bei Herrn Dr. Dr. Müller-Schauenburg bedanke ich mich für die eingehende Einführung in die Datenverarbeitung, sowie für seine wertvollen Hinweise bei medizinisch-technischen Problemen.

Auch den Mitarbeitern des Instituts gilt mein Dank für ihre Geduld und die Hilfe bei manchen praktischen Dingen.

Nicht zuletzt möchte ich mich hiermit bei meiner Schwester für ihren unermüdlichen Einsatz an der Schreibmaschine bedanken.

Lebenslauf

Am 14. März 1955 wurde ich, Christoph Gleiter, als erster Sohn von Siegfried und Gudrun Gleiter, geb. Häberle, in Stuttgart geboren. Von 1961 - 1965 besuchte ich die Grundschule in Stuttgart-Zuffenhausen, von 1965 bis zum Abitur 1973 das Gymnasium Zuffenhausen.

Das Krankenpflegepraktikum leistete ich von August bis September 1973 im Krankenhaus Feuerbach (Chirurgische Klinik des Bürgerhospitals Stuttgart) ab. Im Wintersemester 1973/74 begann ich mit dem Studium der Medizin an der Universität Hohenheim. Zum Wintersemester 1974/75 wechselte ich an die Universität Tübingen. Dort legte ich im März 1976 die Ärztliche Vorprüfung und im März 1977 den Ersten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung ab. Während der Semesterferien arbeitete ich an einer chirurgischen Abteilung und einer psychiatrischen Klinik in Stuttgart. Die Famulatur leistete ich in zwei Teilen, einmal beim Gesundheitsamt der Stadt Stuttgart, zum anderen in der Westerwaldklinik Waldbreitbach der LVA Rheinprovinz ab.

Im März 1979 legte ich in Tübingen den zweiten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung ab. Nach Beendigung des Praktischen Jahres am Städtischen Krankenhaus in Friedrichshafen legte ich den dritten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung ab. Damit bestand ich am 22. April 1980 die Ärztliche Prüfung.